

**Aus der Kinderklinik und Kinderpoliklinik
Im Dr. von Haunerschen Kinderspital
der Ludwig-Maximilians-Universität München**

Direktor: Prof. Dr. med. Ch. Klein

**Dosisreduktion durch den Einsatz der gepulsten Durchleuchtung
bei der Miktionszysturethrographie im Kindesalter**

**Dissertation
zum Erwerb des Doktorgrades der Medizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München**

**vorgelegt von
Tobias Rettinger
aus
Kraiburg am Inn
2013**

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München**

Berichterstatter: Prof. Dr. med. Karl Schneider

Mitberichterstatter: Priv.-Doz. Dr. Michael K. Stehling

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 12.12.2013

Emma und Carmen.

Angelika, Hans Jürgen, Anna und Christian.

Inhaltsverzeichnis

Widmung	3
Inhaltsverzeichnis	4
1 Einleitung	5
2 Material und Methoden	8
2.1 Patienten und klinische Angaben	8
2.2 Das Miktionszysturethrograph / die Miktionszysturethrographie (MCU)	16
2.3 Durchleuchtungseinheit Siemens Sireskop SX [®] mit Fluorospot H [®]	22
2.4 Dosimetrie	25
2.5 Diamantor M4-KDK [®] , PTW Freiburg (37)	28
2.6 Diasoft [®] Vv. 4.0/5.0/5.1, PTW Freiburg (36).....	29
3 Ergebnisse	32
3.1 Pathologie	32
3.2 Dosisflächenprodukt, Dosisanteil der Durchleuchtung und der Aufnahmen	36
3.3 Einfalldosis in den einzelnen Untersuchungsphasen	48
3.4 Strahlzeit.....	53
4 Diskussion	56
4.1 Diskussion der Messverfahren	56
4.2 Diskussion der Dosimetrie	58
5 Zusammenfassung	65
6 Literaturverzeichnis	66
Danksagung	72
Anhang.....	73
1 Dokumentationsbogen.....	73
2 Datentabelle	74
3 Dosisleistungstufen der gepulsten Durchleuchtung.....	76
4 Eidesstattliche Versicherung	78

1 Einleitung

Die Miktionszysturethrographie (MCU) ist mit einem Anteil von 30-50% aller Untersuchungen die häufigste Durchleuchtungsuntersuchung im Kindesalter (41).

Die absorbierte Dosis beim MCU konnte in den letzten Jahren deutlich reduziert werden (45). So ist die mittlere Einfalldosis im Zeitraum von 1976 bis 2003 in der Altersgruppe der Neugeborenen in der radiologischen Abteilung des Dr. von Haunerschen Kinderspitals um den Faktor 50-100 gesunken (45).

Dieser Umstand ist einer Reihe von Neuerungen zu verdanken, welche das im Strahlenschutz gängige ALARA-Prinzip in der Praxis umsetzen konnten. Es besagt dass für eine bestimmte Untersuchung immer die niedrigst mögliche Dosis angestrebt werden sollte, welche mit vernünftigen Mitteln möglich ist (**As low as reasonably achievable**). Dabei umfasst im Bereich der medizinischen Strahlenexposition Vernunft sowohl sozio-ökonomische Faktoren, als auch eine vernünftige diagnostische Aussagekraft, im Sinne einer möglichst hohen Sensitivität und Reliabilität (22, 38).

Technische Optimierungen der Durchleuchtungseinheit für die Bedürfnisse der pädiatrischen Radiologie, wie die seit Anfang der 1980er Jahre obligatorische Zusatzfilterung mit 1 mm Al und 0,1-0,2 mm Cu, ermöglichten bereits erhebliche Dosisersparungen (15, 47, 51).

Bei der Durchführung einer MCU existieren weiterhin große Unterschiede zwischen den einzelnen Kliniken bezüglich technischer Voraussetzungen, Untersuchungsablauf, Bildqualität, Dokumentation und natürlich der Strahlendosis. Eine Vereinheitlichung der Standards und die Einführung von Referenzdosiswerten ist ein weiterer Schritt in Richtung niedrigerer Strahlendosen (1, 5, 16, 33, 42).

Die Umstellung von herkömmlichen Film-Folien-Kombinationen und der 70 bzw. 100 mm Kamera auf digitale Radiographie bewirkte eine zusätzliche Dosisreduktion um etwa die Hälfte (10).

Durch die Möglichkeit der Befunddokumentation mittels „Last-Image-Hold“ (LIH), bzw. „Frame-Grabber“ (FG) während der Durchleuchtung war erneut eine Dosiseinsparung um mehr als 50% möglich geworden (2,30).

Statt kontinuierlicher Durchleuchtung hat sich in den letzten Jahren zunehmend die gepulste Durchleuchtung durchgesetzt. Das Dosiseinsparungspotential der verschiedenen Pulsfrequenzen liegt im Bereich zwischen 40 und 90% (6,7,11,19, 23, 43,48,49,50). Zwischenzeitlich ist durch die neue Röntgenverordnung und die Leitlinien der Bundesärztekammer die Verwendung gepulster Durchleuchtung im Kindesalter vorgeschrieben (8).

Merkle et al. veröffentlichten 1997 eine Untersuchung in dessen Rahmen der Anteil der Durchleuchtung am Gesamtdosisbedarf bei Miktionszysturethrographien bestimmt werden sollte (28). Sie fanden einen Anteil der (kontinuierlichen) Durchleuchtung an der Gesamtdosis von etwa 80%, wobei in der Altersgruppe der Neugeborenen und Säuglinge die Unterscheidung aus technischen Gründen kaum möglich war.

Im Jahr 2000 wurden durch Schneider et al. die Ergebnisse einer europaweiten, multizentrischen Evaluation der Durchleuchtungstechnik, der Bildqualität und der Strahlendosis bei der pädiatrischen MCU publiziert (42). Hierbei wurden auch Messungen aus dem Dr. von Haunerschen Kinderspital eingebracht, welche noch mit kontinuierlicher Durchleuchtung durchgeführt wurden.

Im Rahmen der hier vorliegenden Untersuchung soll geklärt werden inwieweit sich die, mit empfindlichen Diamantoren gemessene, Gesamtdosis durch den Einsatz der

gepulsten Durchleuchtung weiter verringern lässt. Es wird der erneute Versuch unternommen, den Anteil der Durchleuchtung am Gesamtdosisbedarf mittels rechnergestützter Analyse des Dosis-Zeit-Verlaufs zu ermitteln und außerdem den zeitlichen Verlauf des Dosisanfalls im Untersuchungsablauf einer Miktionszystourethrographie darzustellen.

2 Material und Methoden

2.1 *Patienten und klinische Angaben*

Im Zeitraum vom 04.11.1999 bis zum 24.05.2000 wurden bei insgesamt 114 Miktionszysturethrographien in der radiologischen Abteilung des Dr. von Haunerschen Kinderspitals des Klinikums der Universität München detaillierte Dosismessungen durchgeführt.

Bei einem Viertel (28 von 114) der Patienten war bereits früher eine MCU durchgeführt worden. Erwartungsgemäß stieg der Anteil der bereits Voruntersuchten nach Alter von 16% (7 von 43) bei den unter Einjährigen, über 22% (10 von 46) im Alter von 1-5 Jahren auf 46% (11 von 25) bei über 5-jährigen an.

Erfasst wurden in einem speziell hierfür entwickelten Dokumentationsbogen (siehe Anhang 1) die Patientendaten wie z.B. Name, Geburtsdatum, Geschlecht, Körpergewicht und Körpergröße. Die Körperdurchmesser wurden auf Höhe der Harnblase (Becken) und der Nieren (untere Thoraxapertur), jeweils in transversaler und sagittaler Richtung gemessen (im Folgenden als „Becken ap/lateral“ und „Abdomen ap/lateral“ bezeichnet). Des weiteren erfasst wurden Untersuchungsdaten wie die gewählte Pulsrate (siehe 2.1.5), das Bildverstärker-Format und klinische Angaben, z.B. Diagnosen und etwaige Voruntersuchungen. Für unterschiedliche Altersgruppen wurden verschiedene Organprogramme für den Aufnahmebetrieb verwendet: Bei Säuglingen 70 kV, bei Kleinkindern 80 kV und bei Schulkindern 90 kV.

Bei allen Miktionszysturethrographien wurden die Dosismessungen mit dem Programm Diasoft® (Fa. PTW, Freiburg) durchgeführt und am Ende die mittels Dosimeter gemessenen Werte für die Einfalldosis, das Dosisflächenprodukt und die Strahlzeit dokumentiert. Die an der Durchleuchtungseinheit Sireskop SX der Fa.

Siemens angegebene Strahlzeit und die Anzahl der in dieser Untersuchung angefertigten Röntgen-Zielaufnahmen wurden ebenfalls notiert.

Nach der Untersuchung wurde vom durchführenden Arzt eine Unterscheidung in Normalbefund oder pathologischen Befund getroffen.

2.1.1 Patientenalter und -geschlecht

Der jüngste untersuchte Patient war einen Monat, der Älteste 16 Jahre und 1 Monat alt. Altersangaben wurden auf ganze Monate aufgerundet. Ferner wurden die Patienten in drei Altersgruppen aufgeteilt: Von Geburt bis 12 Monate, 1-5 Jahre (13 bis 60 Monate) und älter als 5 Jahre (ab 60 Monate). Diese Unterteilung entspricht einerseits der in der Pädiatrie üblichen Einteilung in Säuglinge, Kleinkinder und Schulkinder, andererseits wird hierdurch eine verbesserte Vergleichbarkeit mit gleichartig unterteilten Populationen früherer Dosisstudien möglich.

Untersucht wurden insgesamt 60 Mädchen, 53 Jungen und ein Patient mit einem intersexuellen Genitale.

Die Verteilung in die Altersgruppen 1 (1-12 Monate /bis 1 Jahr), Altersgruppe 2 (13-60 Monate / 1-5 Jahre) und die Altersgruppe 3 (über 60 Monate / über 5 Jahre alt) wird in Tabelle 1 dargestellt, die grafische Veranschaulichung folgt in Abbildung 1.

Alter	Zahl der Patienten (Angabe in Prozent)		
	♂	♀	Gesamt
< 1 Jahr	25 (21,9%)	18 (15,8%)	43 (37,7%)
1-5 Jahre	14 (12,3%)	32 (28,1%)	46 (40,4%)
> 5 Jahre	14 (12,3%)	10 (8,8%)	24 (21,9%)
			+ 1 Intersex.
Gesamt	53 (46,5%)	60 (52,6%)	114 (100%)

Tabelle 1: Alters- und Geschlechtsverteilung des Gesamtkollektivs

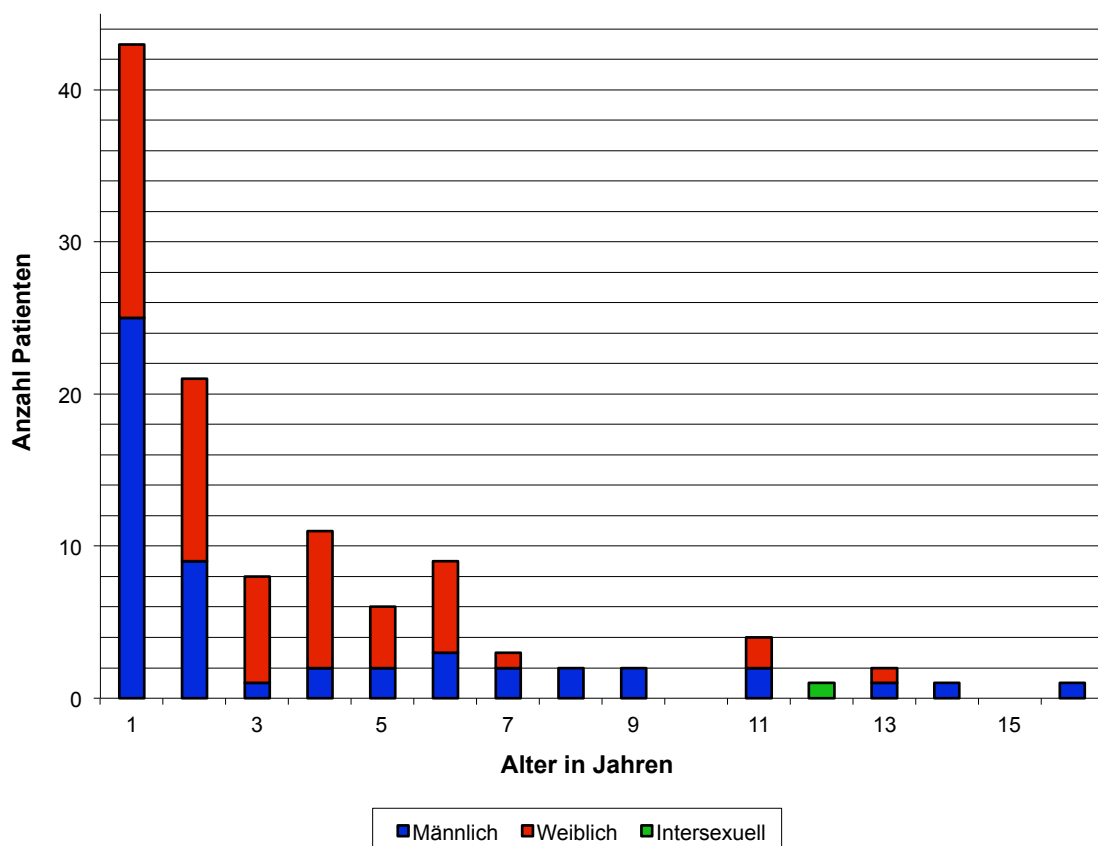


Abbildung 1: Alters- und Geschlechtsverteilung der Patienten

Knapp 80% der Patienten sind weniger als 5 Jahre alt. Während sich im Säuglingsalter und im Schulalter das Geschlechterverhältnis beinahe ausgewogen darstellt, überwiegt im Kleinkindesalter das weibliche Geschlecht deutlich. Dies ist bedingt durch die deutlich höhere Inzidenz von rezidivierenden fieberhaften Harnwegsinfekten als Indikation zur Durchführung eines MCU bei Mädchen dieses Alters.

Deutlich wird der starke Abfall der Patientenzahlen nach den ersten drei Lebensjahren. Nach dem 7. Lebensjahr wird die Untersuchung bei beiden Geschlechtern nur noch in Einzelfällen durchgeführt.

2.1.2 Körpermaße

Gewichtswerte wurden bei Säuglingen vor Ort gemessen, bei älteren ambulant vorgestellten Kindern von Begleitpersonen erfragt oder bei stationär aufgenommenen Kindern aus dem Krankenblatt entnommen. Die Werte für die Körperdurchmesser wurden allesamt mit Hilfe eines Beckenzirkels direkt vor Ort gemessen (siehe Abbildung 2). Einen Überblick über die Verteilung von Körpergewicht, Körperhöhe und Körperdurchmessern gibt Tabelle 2.

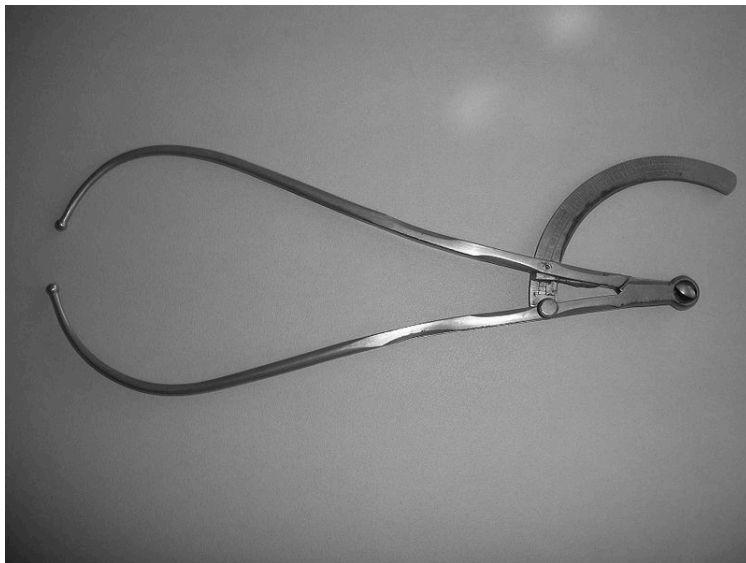


Abbildung 2: Beckenzirkel zur Messung von Körperdurchmessern

	Alter	≤1 Jahr	1-5 Jahre	≥5 Jahre	Gesamt
Gewicht in kg	Minimum	3,0	8,5	17,5	3,0
	Mittelwert	6,9	13,2	28,5	14,2
	Maximum	11,0	24,0	53,0	53,0
Größe in cm	Minimum	51,0	74,0	105,0	51,0
	Mittelwert	65,5	90,5	130,5	89,2
	Maximum	80,0	114,0	162,0	162,0
Durchmesser Thorax ap in cm	Minimum	8,0	8,0	13,0	8,0
	Mittelwert	11,2	12,8	14,8	12,6
	Maximum	16,0	18,0	20,0	20,0
Durchmesser Thorax lateral in cm	Minimum	8,0	12,0	16,0	8,0
	Mittelwert	13,2	15,6	20,9	15,8
	Maximum	16,0	19,0	27,0	27,0
Durchmesser Becken ap in cm	Minimum	6,0	8,0	10,0	6,0
	Mittelwert	9,3	11,0	13,6	10,9
	Maximum	13,0	19,0	18,5	19,0
Durchmesser Becken lateral in cm	Minimum	7,0	10,5	11,0	7,0
	Mittelwert	12,1	15,8	21,1	15,5
	Maximum	15,0	22,0	30,0	30,0

Tabelle 2: Körpergewicht, -höhe und -durchmesser der Patienten nach Altersgruppen

2.1.3 Katheterisierung

Nur 7 der insgesamt 114 Patienten (6%) wurden über einen, in diesen Fällen immer bereits in situ vorhandenen, suprapubischen, die restlichen 107 (94%) mit Hilfe eines vor Ort eingebrachten transurethralen Katheters untersucht.

Zur Katheterisierung wurden röntgenfähige Ernährungssonden mit zwei seitlichen Öffnungen der Firma Braun AG, Melsungen, in den Größen CH 6 und CH 9 verwendet.

2.1.4 Kontrastmittel

Die Füllung der Harnblase erfolgte mittels Tropfinfusion mit dem wasserlöslichen, jodhaltigen Kontrastmittel Peritrast® Infusio 31% der Firma Dr. Franz Köhler Chemie GmbH, Alsbach-Hähnlein. Die Einlaufhöhe betrug 70-100cm.

2.1.5 Pulsrate bei der Durchleuchtung

Die Anzahl der Strahlungspulse pro Sekunde im Durchleuchtungsmodus wird im Folgenden als Pulsrate bezeichnet. An der Untertisch-Durchleuchtungseinheit Sireskop SX® der Firma Siemens AG, Erlangen, im Dr. von Haunerschen Kinderspital München lassen sich folgende Pulsraten einstellen: 3 Pulse / Sekunde; 7,5 Pulse / Sekunde und 15 Pulse / Sekunde. Dabei wird die Wahl der Pulsrate dem Untersucher nicht vorgegeben. Sie erfolgt unbeeinflusst von dieser Dosiserhebungsstudie, wie bei allen anderen Miktionszysturethrographien nach Maßgabe des durchführenden Arztes. Im Säuglings- und jungem Kleinkindesalter wurden alle verfügbaren Pulsraten noch weitgehend gleich häufig verwendet, mit ansteigendem Alter der Patienten werden von den Untersuchern niedrigere Pulsraten bevorzugt. Die Wahl der Pulsrate in Abhängigkeit vom Patientenalter wird in Abbildung 3 veranschaulicht.

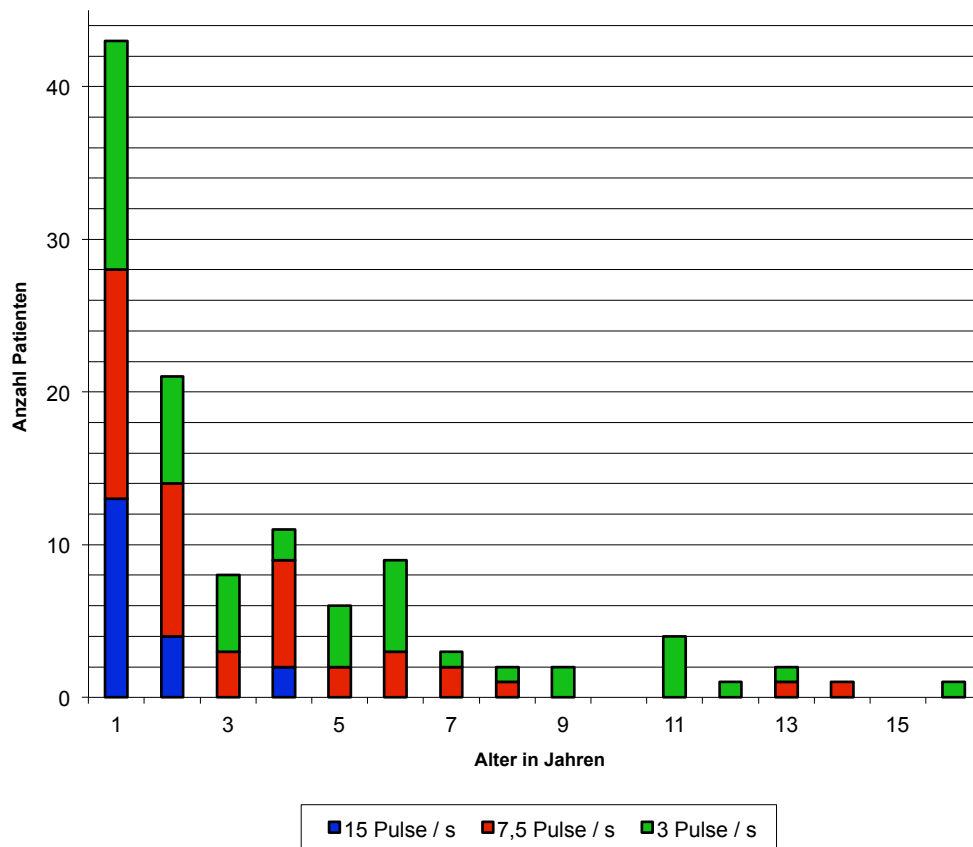


Abbildung 3: Häufigkeit der verschiedenen Pulsraten nach Alter der Patienten

Bei Neugeborenen und Säuglingen wurden die verschiedenen Pulsraten annähernd gleich häufig gewählt. Mit zunehmendem Alter der Patienten erfolgt die Untersuchung mit niedrigeren Pulsraten.

Die besondere Häufigkeitsverteilung der verschiedenen Pulsraten in den Altersgruppen zeigt sich in Tabelle 3:

Altersgruppe	Pulsrate pro Sekunde			
	3	7,5	15	Gesamt
<1 Jahr	15	15	13	43
1-5 Jahre	18	22	6	46
> 5 Jahre	17	8	0	25
Gesamt	50	45	19	114

Tabelle 3: Häufigkeit der verschiedenen Pulsraten nach Altersgruppen

Bereits im Kleinkindesalter werden zunehmend häufiger niedrige Pulsraten verwendet. In der Altersgruppe der über 5-jährigen wurde keine Untersuchung mehr mit der Pulsrate von 15/s durchgeführt.

2.2 Das Miktionszysturethrogramm / die Miktionszysturethrographie (MCU)

2.2.1 Grundlagen

Das/die MCU wird zur morphologischen und funktionellen Beurteilung des unteren Harntraktes durchgeführt. Neben dem Nachweis eines vesikoureteralen bis renalen Refluxes (VUR) dient sie der Darstellung der Harnblase, der Urethra und im Falle eines Refluxes der Darstellung des Harnleiters und des Nierenbeckenkelchsystems. Als Indikationen zur Durchführung gelten z. B. eine pränatal entdeckte Hydronephrose, ein gesicherter fieberhafter Harnwegsinfekt bis zum Alter von 4 Jahren bei Knaben und deren rezidivierendes Auftreten bei Mädchen, der Verdacht auf eine Harnröhrenobstruktion und Miktionsstörungen mit Ausnahme der Enuresis. Ferner wird die Miktionszysturethrographie zum Fistelnachweis bei Analtresie, sowie in abgewandelter Form beim intersexuellen Genitale als Genitographie eingesetzt.

Das Miktionszysturethrogramm muss vom erfahrenen Arzt an einem für Kinder geeigneten Durchleuchtungsgerät durchgeführt werden. Es existieren Leitlinien der Europäischen Kommission und der Bundesärztekammer bezüglich der zu erfüllenden Qualitätskriterien hinsichtlich technischer Voraussetzungen, Untersuchungsdurchführung und Bildqualität (8, 13).

Die Füllung der Blase mit jodhaltigem Röntgenkontrastmittel (KM) wird transurethral über einen dünnen Katheter oder über eine suprapubische Punktion durchgeführt. Bevor die Blase gefüllt wird, erfolgt meist eine sterile Urinentnahme zur mikrobiologischen Untersuchung. Die Füllung erfolgt mit körperwarmen KM als Tropfinfusion. Während der Miktion werden durchleuchtungsgezielte Aufnahmen der Harnblase inklusive der Urethra in seitlicher, bei Knaben auch in leicht schräger Projektion angefertigt (siehe auch 2.2.2). Im Falle eines VUR macht die

Miktionszysturethrographie Aussagen zu Refluxgrad und –zeitpunkt (Nieder-/Hochdruck) und einem möglichen intrarenalen Reflux. Am Ende der Miktion wird Restharn und im Falle eines VUR der Ablauf des KM aus dem Nierenbecken-Kelchsystem in Ureter und Harnblase beobachtet (2).

2.2.2 *Das standardisierte Miktionszysturethrogramm*

Eine Standardisierung des Untersuchungsablaufes trägt wesentlich zur Sicherung der Qualität, sowie zur Minimierung der Strahlenexposition bei. Der hierzu von der Abteilung für radiologische Diagnostik des Dr. von Haunerschen Kinderspitals entwickelte Untersuchungsstandard sieht den Ablauf wie folgt vor:

- Katheterisierung, Beginn der Füllungsphase. Frühe Füllungsphase: Kontrolle der Katheterlage unter Durchleuchtung und Dokumentation mittels LIH („Last-Image-Hold“) wie in Abbildung 4.
- Späte Füllungsphase: Beurteilung der Uretermündung beidseits im LPO- („left-posterior-oblique“) bzw. RPO- („right-posterior-oblique“) Strahlengang und Beurteilung der Nierenregion im pa-Strahlengang zur Darstellung eines frühen vesikoureteralen Refluxes, Dokumentation jeweils mittels LIH (siehe Abbildung 5, Abbildung 6 und Abbildung 7).
- Miktionsphase: Zielaufnahme der Urethra während Miktion im seitlichen, bei Knaben im leicht schrägen Strahlengang (siehe Abbildung 8).
- Post-Miktionsphase: Beurteilung der Blase (Restharn) und Abdomenübersicht mittels Durchleuchtung im pa-Strahlengang und Dokumentation mittels LIH (Abbildung 9).

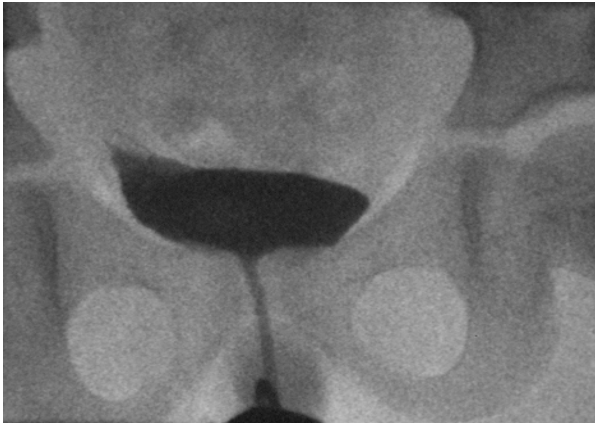


Abbildung 4: LIH der Blase im pa-Strahlengang in der frühen Füllungsphase: Normalbefund.



Abbildung 5: LIH der rechten Uretermündung im LPO-Strahlengang in der späten Füllungsphase: Normalbefund.

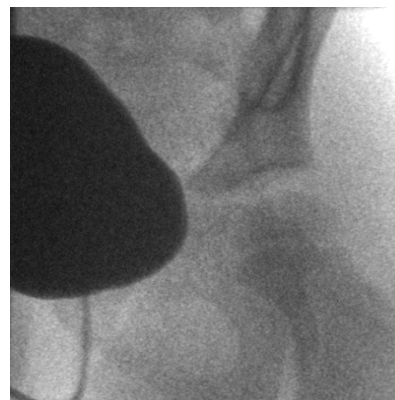


Abbildung 6: LIH der linken Uretermündung im RPO-Strahlengang in der späten Füllungsphase: Normalbefund.

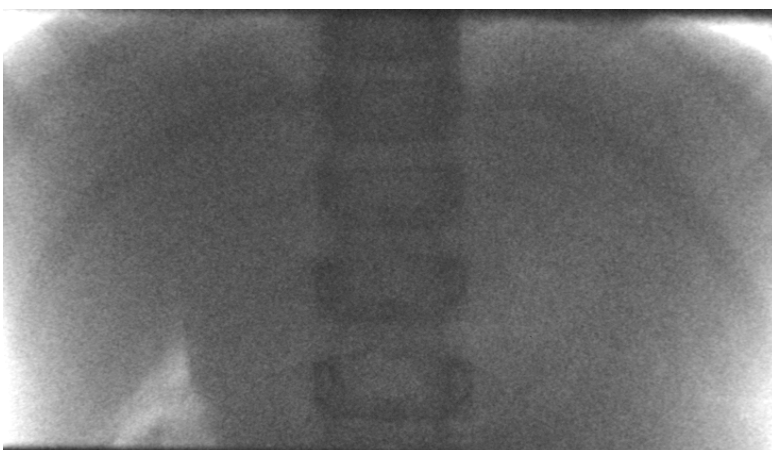


Abbildung 7: LIH des Oberbauchs im pa-Strahlengang in der späten Füllungsphase, kein Reflux nachweisbar: Normalbefund.

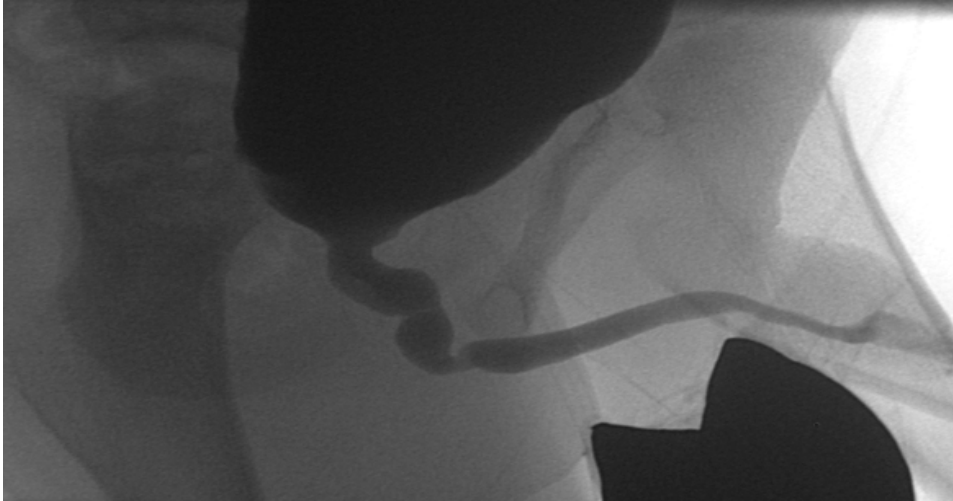


Abbildung 8: Zielaufnahme der Urethra mit Blasenhalshals im seitlichen Strahlengang während Miktion (männlicher Patient mit Gonadenschutz): Normalbefund.



Abbildung 9: LIH des Oberbauchs im pa-Strahlengang in der Post-Miktionsphase: Normalbefund.

Bei unauffälligem Befund ergibt sich durch dieses standardisierte Vorgehen ein klar strukturierter Untersuchungsablauf, welcher sich auch in der grafischen Darstellung des Dosisanstiegs während der Untersuchung wiederfinden lässt (siehe Abbildung 16, Abbildung 17).

Im Falle eines pathologischen Befundes erfolgen entsprechende Zielaufnahmen zur genaueren Beurteilung und Dokumentation, wie in den folgenden Abbildungen beispielhaft gezeigt (siehe Abbildung 10, Abbildung 11, Abbildung 12, Abbildung 13, Abbildung 14 und Abbildung 15). Der grafische Verlauf des Dosisanstiegs sieht

aufgrund der vermehrt durchgeführten Zielaufnahmen zu unterschiedlichen Zeitpunkten der Untersuchung deutlich anders aus (siehe Abbildung 18).

In den folgenden Abbildungen wird auch ein wesentlicher Aspekt des ALARA-Prinzipes deutlich. Durch Anfertigung eines LIH-Bildes des oberen Abdomens post miktionem wird zwar Dosis eingespart, dem Untersucher entgeht aber der erst in der Zielaufnahme sichtbare und für die therapeutische Konsequenz wichtige intrarenale Reflux (siehe Abbildung 14 und Abbildung 15). Die Dosisreduktion wäre in diesem Falle eben nicht „reasonable“.

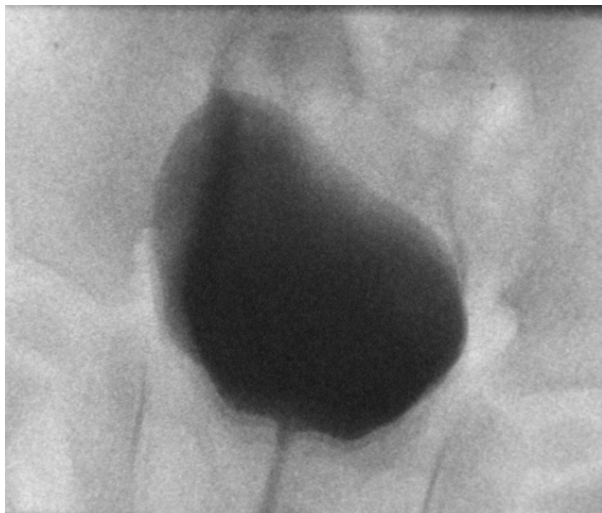


Abbildung 10: LIH der Blase in der späten Füllungsphase im pa-Strahlengang mit bds. Reflux in die distalen Ureteren.

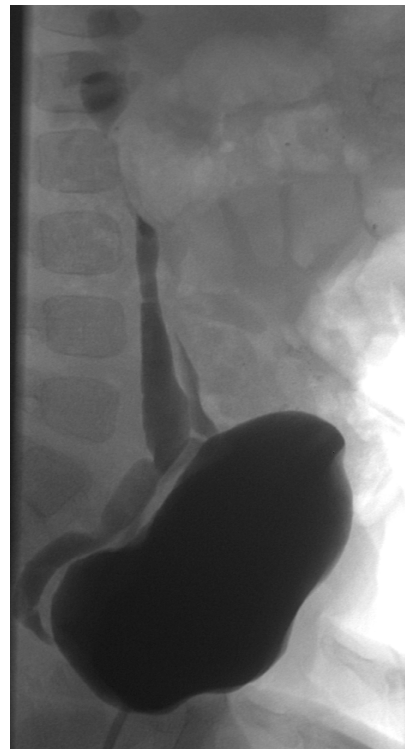


Abbildung 11: Reflux IV° im seitlichen Strahlengang in der späten Füllungsphase.



Abbildung 12: Zielaufnahme des Abdomens im AP-Strahlengang mit Reflux V° rechts, sowie Reflux III° links in der späten Füllungsphase, ausgeprägte Ureterfalten links, deutliches subpelvines Kinking rechts.

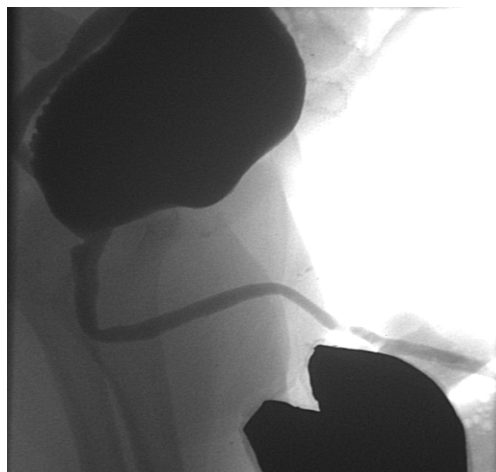


Abbildung 13: Zielaufnahme der Urethra im seitlichen Strahlengang während Miktion bei einem 3-jährigen Knaben mit angelegtem Gonadenschutz. Deutlich erkennbar der vesiko-ureterale Reflux.



Abbildung 14: LIH des Abdomens im pa-Strahlengang in der Post-Miktionsphase mit Reflux V° rechts und Reflux IV° links, gleicher Patient wie in Abbildung 12. Hier aufgrund schlechterer Bildqualität im Vergleich zur Zielaufnahme nicht erkennbar der intrarenale Reflux rechtsseitig (siehe Abbildung 15).



Abbildung 15: Zielaufnahme des Abdomens im pa-Strahlengang mit Reflux V° und intrarenalem Reflux rechts, sowie IV° Reflux links nach Teilmiktion. Im Vergleich mit dem LIH von Abbildung 14 wird die deutlich bessere Bildqualität ersichtlich, insbesondere hier der intrarenale Reflux (Pfeile) rechtsseitig im LIH nicht erkennbar.

2.3 Durchleuchtungseinheit Siemens Sireskop SX® mit Fluorospot H®

Das Sireskop SX® ist ein Untertisch-Durchleuchtungsgerät der Firma Siemens AG, Erlangen. Das Gerät der Abteilung für diagnostische Radiologie im Dr. von Haunerschen Kinderspital wurde speziell für die Belange der pädiatrischen Radiologie optimiert. Die Eigenfilterung des Röntgenstrahlers ohne Zusatzfilter beträgt 2,5 mm Aluminium-Gleichwert, zusätzlich wird ein 0,2 mm Kupferfilter verwendet. Der Fokus-Patienten-Abstand beträgt 60 cm. Für die Fluoroskopie steht neben der kontinuierlichen Durchleuchtung ein gepulster Modus mit den Pulsraten 15 Pulse/s, 7,5 Pulse/s und 3 Pulse/s zur Verfügung. Ergänzt wird das System durch die digitale Bildverarbeitungseinheit Fluorospot H®.

Die Systemdosisleistung am Bildverstärker-Eingang, gemessen bei ca. 70 kV mit einer Filterung von 2,1 mm Kupfer ohne Zusatzfilterung, während kontinuierlicher Durchleuchtung bei einem Bildverstärker-Format von 40 cm beträgt 87 nGy/s. Hiervon leiten sich entsprechend die Werte für alle weiteren Bildverstärker-Formate bzw. Zoomformate ab: Ein BV-Format von 27 cm entspricht 174 nGy/s und 25cm entspricht 200 nGy/s.

2.3.1 Systemdosis im Aufnahmebetrieb

Es stehen vier Dosisstufen für Aufnahmen zur Verfügung und sind über Organprogramme anwählbar:

- 25-50-100-200 für Nativaufnahmen
- 100-200-320-500 für Kontrastmittelaufnahmen

Der hier integrierte Bildverstärker „Optilux 40-4 HDR“ hat folgende Zoom-Formate: 40 cm, 30 cm, 22 cm, 17 cm. Die entsprechenden Dosiswerte und die Zoom-Dosis Faktoren nach reellen und fiktiven Formaten unter oben genannten Standardbedingungen sind in Tabelle 4 angegeben.

Dosisstufe	Format	40 cm	30 cm	27 cm	25 cm	22 cm	17 cm
	Zoom-Dosis-Faktor	0,5	0,7	1	1,15	1,46	2,5
25		109 nGy	152 nGy	218 nGy	250 nGy	318 nGy	544 nGy
50		218 nGy	305 nGy	435 nGy	500 nGy	635 nGy	1088 nGy
100		435 nGy	609 nGy	870 nGy	1001 nGy	1270 nGy	2175 nGy
200		870 nGy	1218 nGy	1740 nGy	2001 nGy	2540 nGy	4350 nGy
320		1392 nGy	1949 nGy	2784 nGy	3202 nGy	4065 nGy	6960 nGy
500		2175 nGy	3045 nGy	4350 nGy	5003 nGy	6351 nGy	10875 nGy

Tabelle 4: Systemdosis des Sireskop SX im Aufnahmebetrieb

2.3.2 *Dosisleistung im Durchleuchtungsbetrieb*

Es stehen drei verschiedene Dosisleistungsstufen zur Verfügung: Fluoro 1, Fluoro 2 und Fluoro 3, welche folgende Eigenschaften aufweisen.

- Fluoro 1: Systemdosis pro Puls konstant. Mit dieser Betriebsart wird die maximal mögliche Dosisersparnis erreicht. Die Dosis pro Bild entspricht einem LIH-Bild bei kontinuierlicher Durchleuchtung.
- Fluoro 2: Systemdosis pro Puls abhängig von der Pulsrate.
- Fluoro 3: Mittlere Systemdosisleistung konstant, Dosis pro Puls abhängig von der Pulsrate. Man erhält in dieser Betriebsart Durchleuchtungsbilder hoher Qualität.

Die werksseitigen Einstellungen und weitere technische Details sind in Tabellenform im Anhang zu finden (siehe Anhang 3).

2.4 *Dosimetrie*

Allgemein kann in der Dosimetrie zwischen der Messung des physikalischen Prozesses der Ionisation und der Bestimmung der daraus abgeleiteten biologischen Strahlenwirkung unterschieden werden.

Die Aussagekraft der im Folgenden beschriebenen Dosisgrößen in Bezug auf das Strahlenrisiko ist begrenzt. Faktoren, welche die biologische Wirkung einer Strahlung bestimmen, sind hauptsächlich die Energiedosis, die Strahlenqualität, die Strahlensensibilität des Gewebes und das durchstrahlte Volumen, welches von der Feldgröße, dem Patientendurchmesser und der Strahlrichtung abhängt (45).

2.4.1 *Dosisgrößen*

Als **KERMA** (Kinetic energy released in matter) wird die auf das Massenelement bezogene Summe der kinetischen Anfangsenergie, der von indirekt ionisierender Strahlung in diesem Massenelement des Bezugsmaterials freigesetzten geladenen Teilchen bezeichnet. Die Einheit ist 1 Gray (Gy). $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$.

Das **Dosisflächenprodukt** (DFP) ist definiert als das Flächenintegral der Luftkerma über eine Schnittebene durch das Bestrahlungsfeld. Es entspricht praktisch dem Produkt aus der bestrahlten Fläche (in cm^2) und der dort wirksamen Dosis (in Gray). Synonym wird auch der Begriff Dose Area Product (DAP) und wurde früher der Begriff Flächendosisprodukt verwandt.

Zur Bestimmung von repräsentativen Dosiswerten für Standarduntersuchungen wurde das Dosisflächenprodukt zum Zeitpunkt der Durchführung dieser Messungen als die am besten geeignete Messgröße betrachtet. Es kann im Routinebetrieb schnell und leicht erfasst werden.

Dosisflächenprodukt: = Energiedosis in Luft (mGy) x Fläche (cm²)

Der Vorteil dieser Messgröße liegt darin, dass das Dosisflächenprodukt unabhängig vom Abstand zur Strahlenquelle ist. Unter der theoretischen Annahme einer punktförmigen Strahlenquelle wächst zwar mit steigender Entfernung die durchstrahlte Fläche quadratisch, die Strahlenintensität und damit die Dosis nimmt aber in gleichem Maße ab. Auf diese Weise erhält man eine Messgröße, die auch bei schwankendem Anodenstrom und sich ändernder Einblendung (was bei Durchleuchtungsuntersuchungen häufig vorkommt) proportional der im Körper absorbierten Energie ist.

Die **Einfalldosis** K_E (ED) entspricht der Luftkerma auf der Achse des Nutzstrahlenbündels am Ort des Strahleneintritts in den Patienten ohne Rückstreubeiträge aus dem Patienten. Sie ergibt sich aus dem gemessenen Dosisflächenprodukt nach

$$K_E(r_E) = d/dA P_F(A_E) \approx 1/A_E P_F$$

Hierbei entspricht K_E = Einfalldosis, P_F = Dosisflächenprodukt, A_E = Feldgröße des Nutzstrahlenbündels an der Strahleneintrittsseite des Patienten und r_E = Fokus-Haut-Abstand.

Unter der Annahme einer über die Querschnittfläche konstanten Dosis K_E gelingt der Übergang von Differentialquotienten zum Quotienten. Auch wenn diese Annahme streng genommen technisch nicht zu erfüllen ist, so kann sie doch in der Praxis in guter Näherung getroffen werden [45].

Die **Organ-Energiedosis** ist definiert als die bei einer Exposition in einem Organ erzeugte integrale Energiedosis, gemittelt über die Masse des Organs. Multipliziert mit dem Strahlenwichtungsfaktor ergibt sich die **Organdosis**.

Bei der Definition der **Effektivdosis** als Summe aller Organdosen wird die relative individuelle Strahlungssensibilität der einzelnen Gewebe und Organe durch Gewebewichtungsfaktoren berücksichtigt.

2.4.2 *Beeinflussende Faktoren (45)*

Die **Strahlungsqualität** ist ein Parameter zur Klassifizierung der relativen spektralen Teilchenflussdichte einer Strahlungsart für einen betrachteten Ort. In der Röntgendiagnostik wird die Strahlungsqualität durch die Röntgenröhrenspannung und die Gesamtfilterung, sowie durch das Anodenmaterial und den Anodenwinkel hinreichend definiert. Sie ist durch die technischen Voraussetzungen des Durchleuchtungsgerätes vorgegeben und ist in dieser Untersuchung eine konstante Größe, so dass ein Einfluss auf die gemessenen Strahlendosiswerte nicht vorhanden ist.

Unter **Strahlengeometrie** wird die Gesamtheit der, die geometrische Optik des abbildenden Systems charakterisierenden, Kenngrößen verstanden. Diese umfassen den Abstand zwischen Fokus und Strahleneintrittsseite des Patienten, die Feldgröße an der Strahleneintrittsseite des Patienten und den Patientendurchmesser.

Die Strahlengeometrie hat besonders über den variablen Patientendurchmesser in dieser Untersuchung einen relevanten Einfluss auf die gemessenen Dosiswerte.

Die relative Lage des Patienten zur Strahlungsquelle beeinflusst neben der Strahlengeometrie den Strahlengang des Nutzstrahlenbündels relativ zum Patientenkörper und damit maßgeblich die effektiven Dosiswerte. Im Rahmen von Durchleuchtungsuntersuchungen kommt es häufiger zu Änderungen der relativen Lage des Patienten im Untersuchungsverlauf. Die Bestimmung von Effektivdosen wird dadurch stark erschwert. In dieser Untersuchung ist der Strahlengang des Nutzstrahlenbündels durch den standardisierten Untersuchungsablauf (siehe 2.2.2)

soweit als möglich gleichbleibend und damit der Einfluss der **Projektionsgeometrie** auf die gemessenen Dosiswerte so gering wie möglich.

2.5 Diamantor M4-KDK[®], PTW Freiburg (37)

Der Diamantor M4-KDK[®] der Firma PTW Freiburg ist ein kombiniertes Messgerät zur Messung von Dosisflächenprodukt und Einfalldosis. Es entspricht den Normen DIN 6819 und IEC 580 über Messgeräte zur Messung des Dosisflächenproduktes in der Röntgendiagnostik. Durch zwei getrennte Messkanäle wird mit einer direkt am Lichtvisier der Röntgenanlage angebrachten Ionisationskammer die ionisierende Strahlung gemessen, aus der Öffnung der Tiefenblende das belichtete Untersuchungsareal ermittelt und somit das Dosisflächenprodukt erfasst sowie die Einfalldosis in der einstellbaren Patientenebene berechnet.

Wählbare Messgrößen sind DFP, DFP-Leistung, ED und ED-Leistung. Die digitale Auflösung beträgt für das DFP 0,1 cGycm², für die DFP-Leistung 0,1 cGycm²/s, für die ED 0,001 mGy und für die ED-Leistung 0,001 mGy/s bei einer Anzeigeunsicherheit $\leq 1,25\%$ für die DFP-Werte und $\leq 2,5\%$ für die ED-Werte. Dies entspricht der zum Untersuchungszeitpunkt bestmöglichen Messgenauigkeit.

Weiterhin ablesbar am Diamantor M4-KDK ist die Strahlzeit. Die in diesem Bereich je nach Dosisleistung beschränkte interne digitale Auflösung von 600 ms bei einer EFD-Leistung von $>0,001$ mGy/s und 60ms bei einer EFD-Leistung $>0,005$ mGy/s bedingt jedoch Abweichungen der gemessenen Strahlzeit beim Einsatz von gepulster Durchleuchtung (siehe 3.4).

2.6 Diasoft® Vv. 4.0/5.0/5.1, PTW Freiburg (36)

Das Programm Diasoft® ist eine Software der Firma PTW Freiburg zur automatischen Aufzeichnung und Analyse der Strahlenexposition in der Röntgendiagnostik. Über eine RS232 Schnittstelle am Diamentor M4-KDK® wird dieser mit einem PC verbunden, die aktuellen Werte für das Dosisflächenprodukt, die Einfalldosis und die Dosisleistung werden in Intervallen von 0,06 Sekunden stetig abgefragt und können so auf einer Zeitachse aufgetragen grafisch dargestellt werden.

Über spezielle Rechenalgorithmen kann so, insbesondere über die Steilheit und Höhe des Dosisleistungspeaks, eine Unterscheidung zwischen der angefallenen Dosis aus Durchleuchtung und Aufnahme erfolgen.

Im Jahr 1997 veröffentlichten Merkle et al. eine Untersuchung über die Strahlenbelastung bei der digitalen MCU bei Kindern und fragten nach dem Anteil der Durchleuchtung an der Gesamtdosis (28). Mittels der Version 2.0 des Programms Diasoft® konnte in 80% der Untersuchungen eine korrekte Differenzierung zwischen Fluoroskopie und Radiographie erfolgen. Probleme entstanden hauptsächlich bei Neugeborenen und Kleinkindern. Bei diesen waren die Peaks durch die kontinuierliche Durchleuchtung in der Dosisleistungs-Zeit-Kurve annähernd gleich hoch wie die der Radiographie, was eine automatische Unterscheidung der einzelnen Dosisanteile nicht gestattet.

Durch den Einsatz der gepulsten Technik fallen die Dosispeaks der Durchleuchtung automatisch deutlich geringer aus, so dass in dieser Untersuchung durch die Wahl eines geeigneten Schwellenwertes in allen Fällen eine korrekte Unterscheidung zwischen Fluoroskopie und Radiographie möglich war (Abbildung 16).

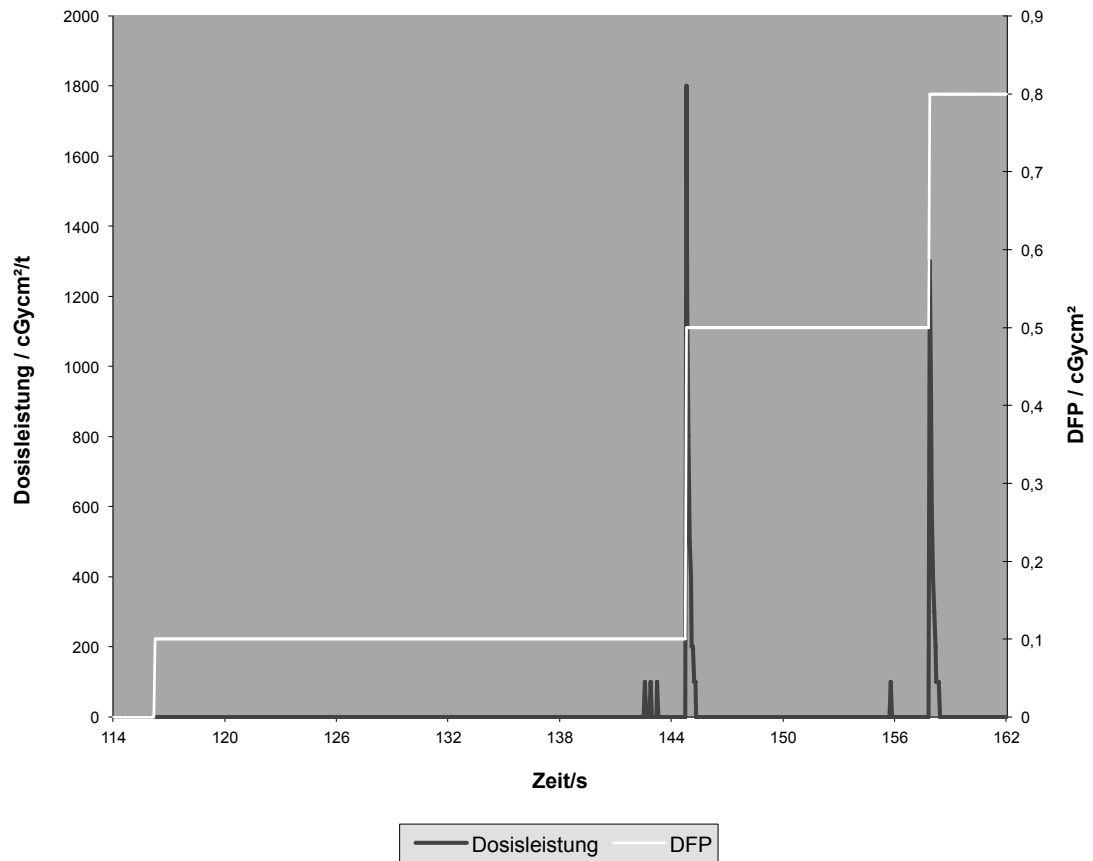


Abbildung 16: Verlauf von Dosisleistung und DFP während einer MCU. 2 Monate alter Patient, untersucht mit 3 Pulsen/s und mit Anfertigung von 2 digitalen Aufnahmen (bei 145 und 158 Sekunden).

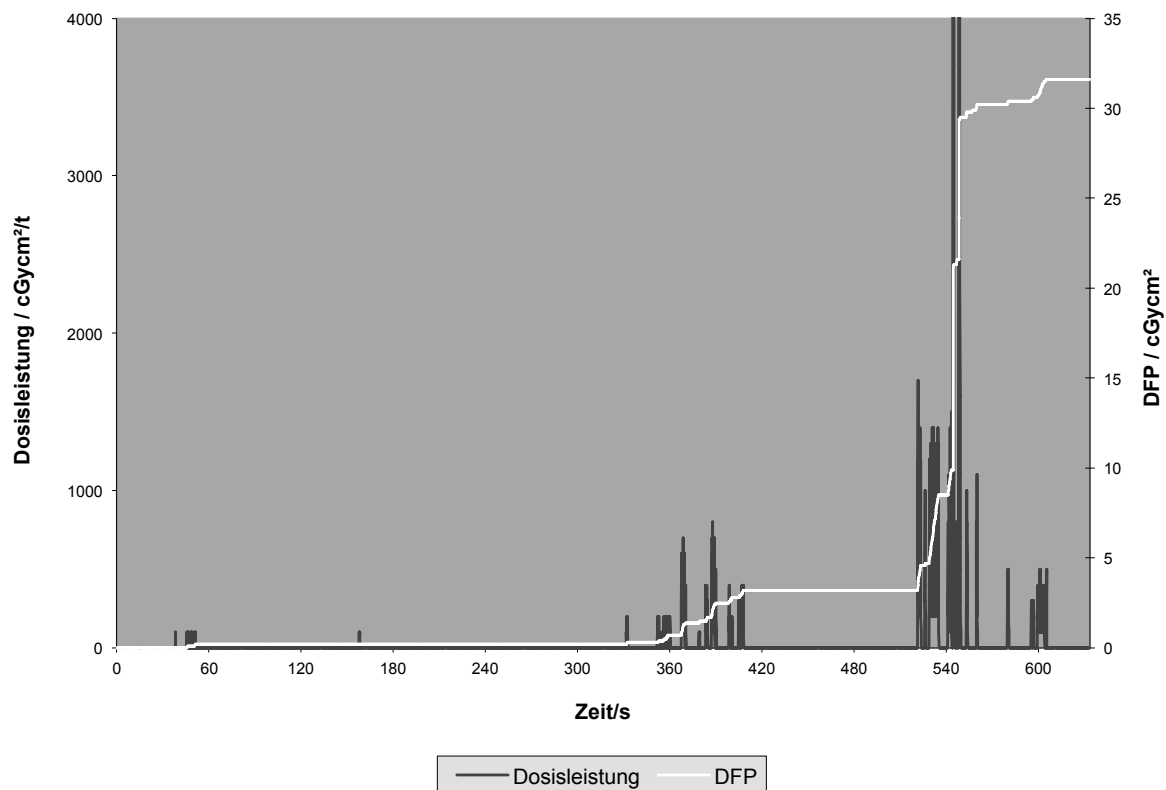


Abbildung 17: Verlauf von Dosisleistung und DFP während einer MCU. 8,5 Jahre alter Patient, untersucht mit 3 Pulsen/s, 2 digitale Aufnahmen (kurz nacheinander bei 550s).

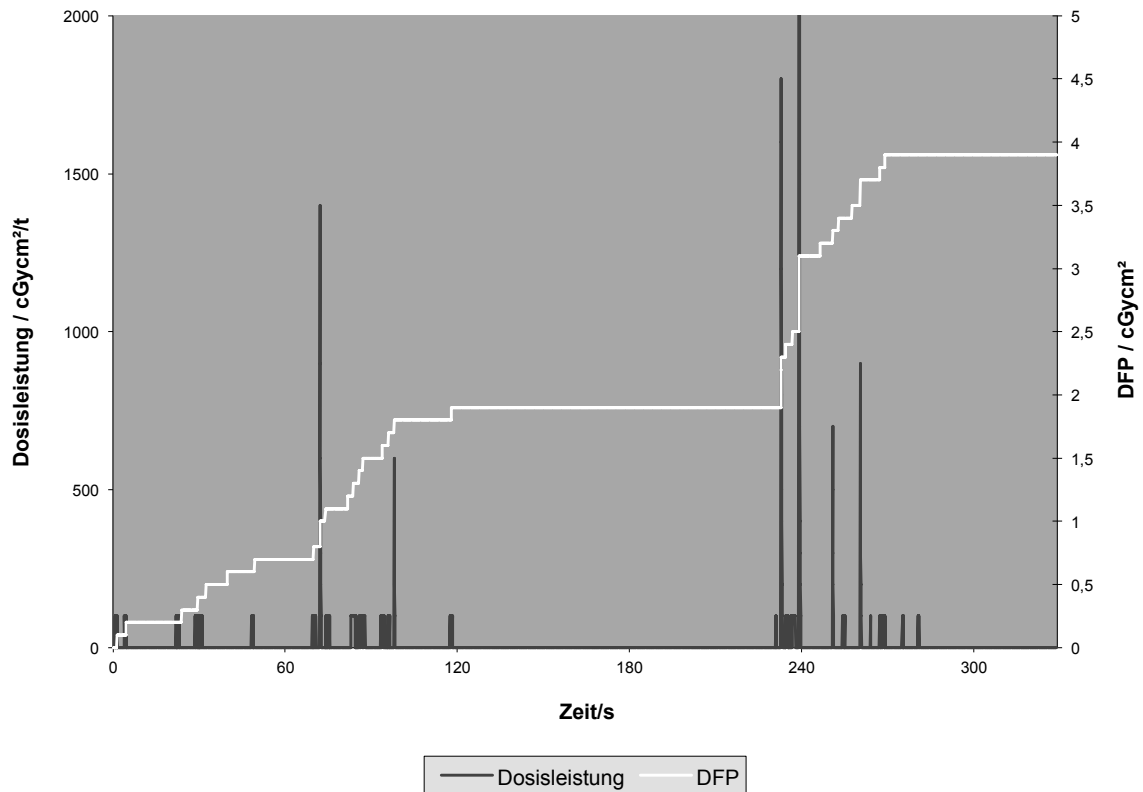


Abbildung 18: Verlauf von Dosisleistung und DFP während einer MCU. 23 Monate alter Patient, 7,5 Pulse/s, 6 digitale Aufnahmen.

In den obigen Abbildungen (Abbildung 16, Abbildung 17 und Abbildung 18) sind beispielhaft die Verläufe von Dosisflächenprodukt und Dosisleistung während jeweils einer Miktionszysturethrographie pro Altersgruppe grafisch gegen die Zeit aufgetragen. Die Dosisleistungspeaks der Zielaufnahmen unterscheiden sich in allen Beispielen deutlich in der Höhe von denen der Durchleuchtungsphasen, die resultierenden Dosiswerte sind somit eindeutig voneinander zu unterscheiden.

3 Ergebnisse

3.1 Pathologie

3.1.1 Gesamtkollektiv

Von insgesamt 114 durchgeführten Miktionszysturethrographien wurden 45 (39%) als pathologisch und 69 (61%) als normal klassifiziert.

3.1.2 Pathologie in den verschiedenen Altersstufen

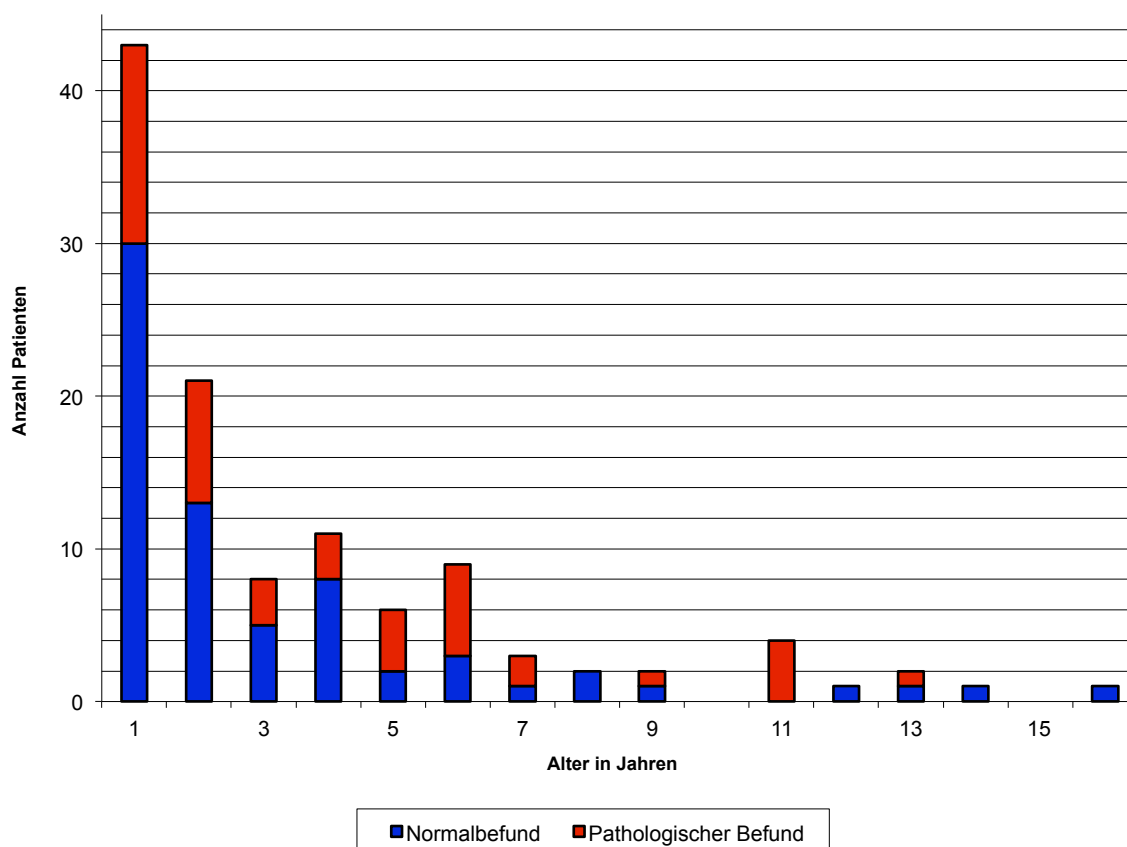


Abbildung 19: Anteil der pathologischen Befunde bei der MCU nach Alter

Der Anteil der pathologischen Befunde steigt von 13 aus 43 (30%) bei den unter Einjährigen über 18 aus 46 (39%) im Alter von 1 bis 5 Jahren auf 14 aus 25 (56%) im Alter über 5 Jahre. Dies lässt sich vor allem durch den wesentlich höheren Anteil der

Patienten mit bereits bekannter Pathologie im Sinne von Kontrolluntersuchungen und die niedrigen Fallzahlen in der Altersklasse über 5 Jahre erklären.

Im Säuglings- und Kleinkindalter finden sich dagegen die typischen Patienten der Erstdiagnostik, mit entsprechend niedrigerem Anteil an pathologischen Befunden.

3.1.3 Pathologie nach Geschlecht

Betrachtet man den Anteil der pathologischen Befunde im Geschlechtsvergleich, so ist auffällig, dass bei den Knaben mit 24 aus 53 (45%) gegenüber 21 aus 60 (35%) bei den Mädchen, ein insgesamt höherer Anteil an pathologischen Befunden erhoben wird. Am deutlichsten ist dieser Unterschied im Säuglings- (9 von 23 (36%) vs. 4 von 18 (22%)) und Kleinkindalter (7 von 14 (50%) vs. 11 von 32 (34%)), während er sich im Schulalter mit 8 von 14 bzw. 6 von 10 (60%) in beiden Gruppen aufhebt. Veranschaulicht wird dies in Tabelle 5, Abbildung 20 und Abbildung 21. Erklärbar wird dieser Geschlechtsunterschied auch in Zusammenschau mit den Untersuchungszahlen (siehe 2.1.1). Bei den Knaben ist der Anteil von, in der MCU detektierbaren, anatomischen Ursachen für die Indikationsstellung höher, und entsprechend auch der Anteil an pathologischen Befunden.

Der Patient mit dem intersexuellen Genitale hatte einen unauffälligen Befund in der Miktionszysturethrographie und ist in obigen Fallzahlen und der folgenden Tabelle sowie den folgenden Abbildungen nicht berücksichtigt.

Altersgruppe	Anzahl der Patienten				
	Pathologischer Befund		Unauffälliger Befund		Gesamt
	♂	♀	♂	♀	
<1 Jahr	9	4	16	14	43
1-5 Jahre	7	11	7	21	46
> 5 Jahre	8	6	6	4	24
Gesamt	24	21	29	39	113

Tabelle 5: Fallzahlen nach Pathologie, Geschlecht und Altersgruppe.

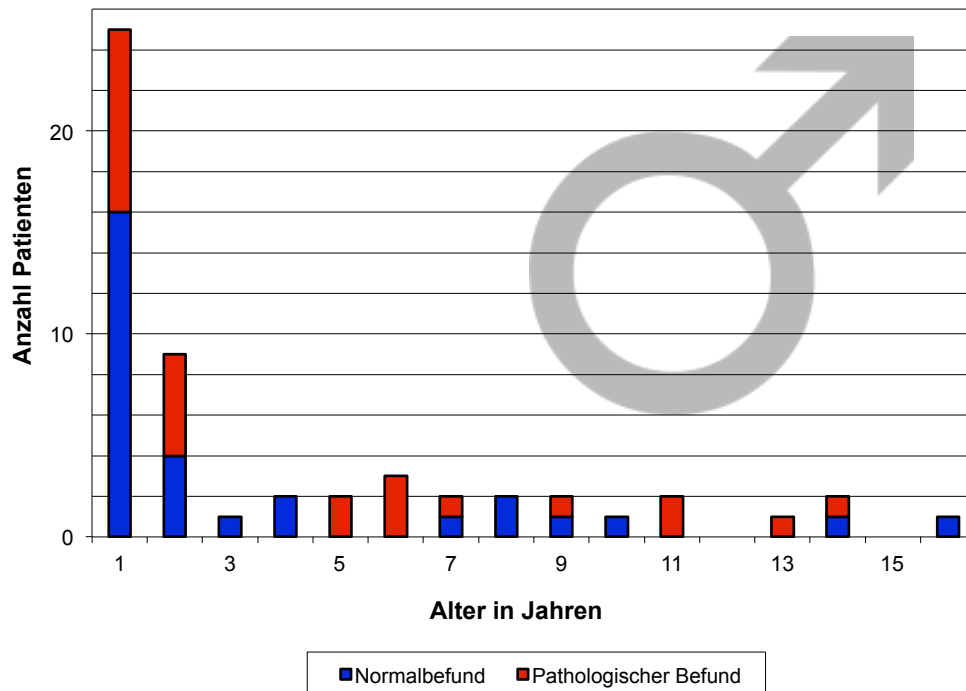


Abbildung 20: Anteil der pathologischen Befunde in der MCU bei männlichen Patienten

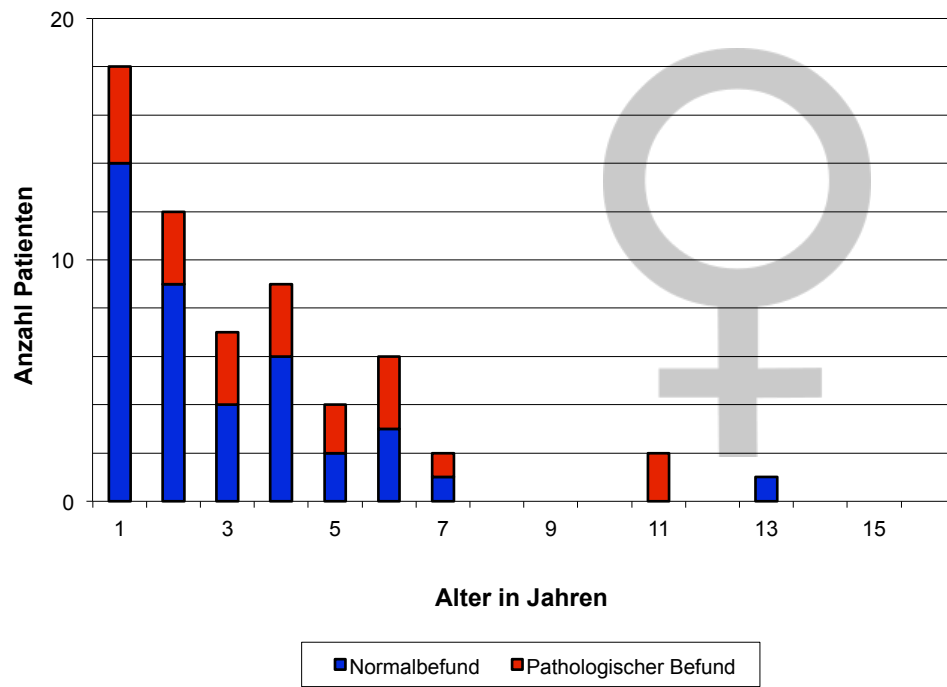


Abbildung 21: Anteil der pathologischen Befunde in der MCU bei weiblichen Patienten.

3.2 Dosisflächenprodukt, Dosisanteil der Durchleuchtung und der Aufnahmen

3.2.1 Gemessene Dosiswerte bei Patienten im Alter von 0 - 1 Jahr

Pulsrate (Pulse/s)	3	7,5	15	Gesamt
Anzahl Patienten	13	8	9	30
DFP max. (cGycm²)	1,7	2,8	6,5	6,5
DFP mittel (cGycm²)	0,85	1,40	3,36	1,75
DFP min. (cGycm²)	0,4	0,3	1,7	0,3
Standardabweichung DFP (cGycm²)	0,39	0,85	1,48	1,44
Aufnahme-DFP (cGycm²)	0,51	0,43	0,49	0,48
Standardabweichung Aufnahme-DFP (cGycm²)	0,29	0,43	0,12	0,30
Anteil Aufnahme	60%	31%	15%	28%
Anzahl der Aufnahmen	1,8	1,3	1,9	1,7

Tabelle 6: DFP und Aufnahmeanteil bei Normalbefunden in der MCU im Alter von 0-1 Jahr

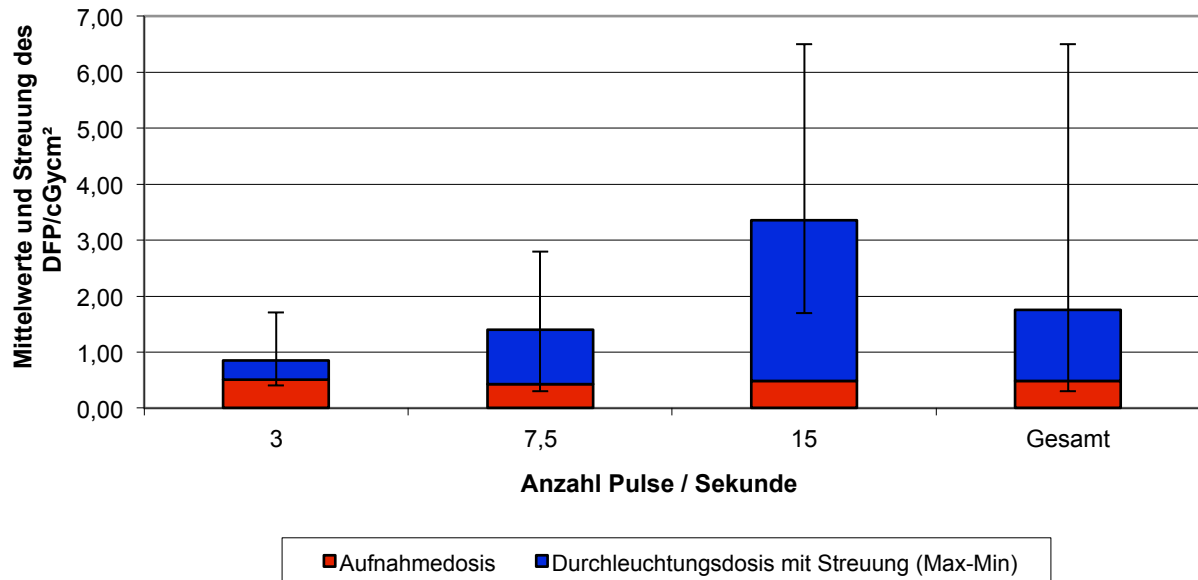


Abbildung 22: DFP und Aufnahmeanteil bei Normalbefunden in der MCU im Alter von 0-1 Jahr

Wie zu erwarten steigt in dieser relativ homogenen Gruppe der Säuglinge ohne pathologischen Befund das gemessene Dosisflächenprodukt proportional zur gewählten Pulsrate an. Bei durchschnittlich 1,7 Zielaufnahmen pro Untersuchung erkennt man die konstante Aufnahmedosis und die stark von der Pulsrate abhängige Durchleuchtungsdosis in allen Untergruppen.

Pulsrate (Pulse/s)	3	7,5	15	Gesamt
Anzahl Patienten	2	7	4	13
DFP max. (cGycm ²)	6,2	8,5	6,2	8,5
DFP mittel (cGycm ²)	4,30	3,97	3,98	4,02
DFP min. (cGycm ²)	2,4	0,9	2,0	0,9
Standardabweichung DFP (cGycm ²)	1,90	2,52	1,52	2,17
Aufnahme-DFP (cGycm ²)	3,00	1,44	0,90	1,52
Standardabweichung Aufnahme-DFP (cGycm ²)	1,40	1,12	0,48	1,23
Anteil Aufnahme	70%	36%	23%	38%
Anzahl der Aufnahmen	7,5	4,6	4,5	5,0

Tabelle 7: DFP und Aufnahmeanteil bei patholog. Befunden in der MCU im Alter von 0-1 Jahr.

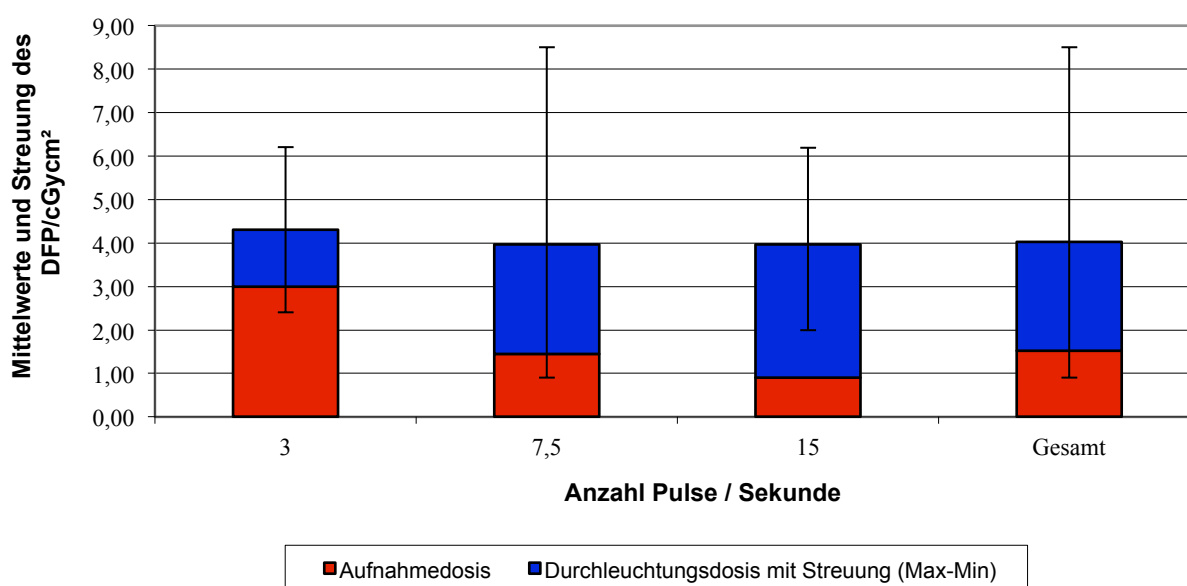


Abbildung 23: DFP und Aufnahmeanteil bei pathol. Befunden in der MCU im Alter von 0-1 Jahr.

In der Gruppe der Säuglinge mit pathologischen Befunden hebt sich durch den vergleichsweise niedrigen Anteil der Durchleuchtung an der Gesamtdosis der Bonus der niedriger gepulsten Durchleuchtung auf. Zu beachten ist auch die geringe Anzahl der Patienten in der Gruppe mit Pulsrate 3 Pulse/s. Hier wird ein Grund für den geringeren Anteil der Durchleuchtung an der Gesamtdosis im Falle eines pathologischen Befundes sichtbar. In der Subgruppe mit der Pulsrate 3/s ist zwar die Durchleuchtungsdosis geringer, es wurden aber mehr Zielaufnahmen angefertigt, was die Gesamtdosis wieder angleicht.

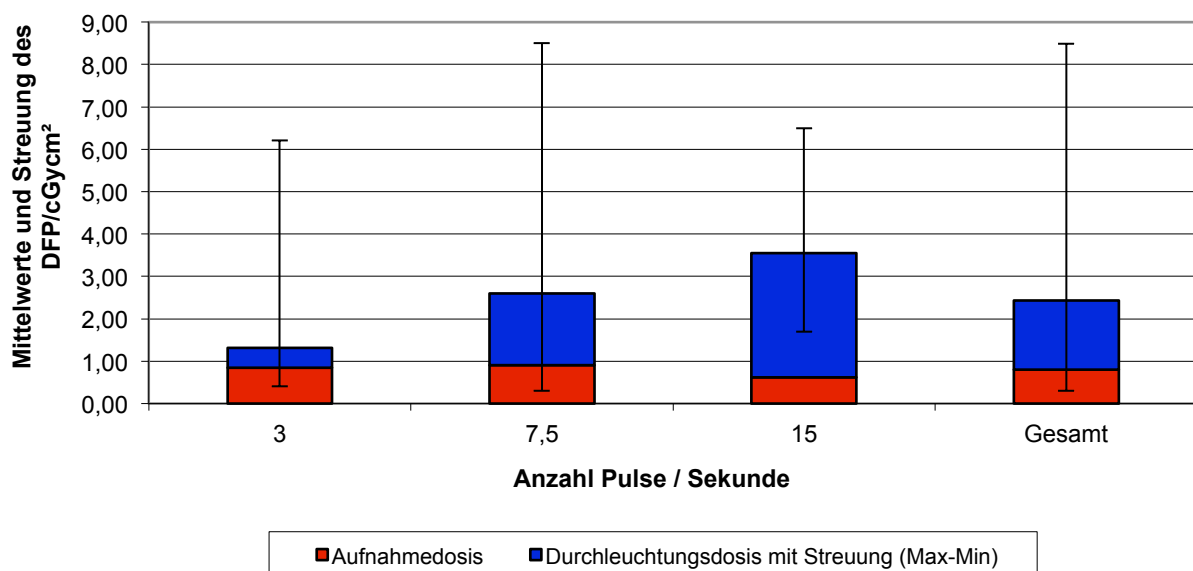


Abbildung 24: DFP und Aufnahmeanteil in der MCU bei allen Patienten im Alter von 0-1 Jahr

Durch die hohe Zahl an Untersuchungen ohne pathologischen Befund verbleibt im Mittel aus allen Patienten der Altersgruppe 0-1 Jahr eine Dosisreduktion durch niedrig gepulste Durchleuchtung um den Faktor 2,7 bestehen. Des weiteren zeigt sich eine konstante Aufnahme-dosis und ein stark von der Pulsrate abhängiger Anteil der Durchleuchtungsdosis.

3.2.2 Gemessene Dosiswerte bei Patienten im Alter von 1-5 Jahre

Pulsrate (Pulse/s)	3	7,5	15	Gesamt
Anzahl Patienten	9	13	6	28
DFP max. (cGycm²)	3,0	7,9	11,4	11,4
DFP mittel (cGycm²)	1,37	3,31	6,48	3,36
DFP min. (cGycm²)	0,5	0,9	3,2	0,5
Standardabweichung DFP (cGycm²)	0,88	2,49	2,56	2,81
Aufnahme-DFP (cGycm²)	0,64	0,67	1,97	0,94
Standardabweichung Aufnahme-DFP (cGycm²)	0,30	0,53	1,10	0,84
Anteil Aufnahme	47%	20%	30%	28%
Anzahl der Aufnahmen	1,4	1,2	2,0	1,5

Tabelle 8: DFP und Aufnahmeanteil bei Normalbefunden in der MCU im Alter von 1-5 Jahren

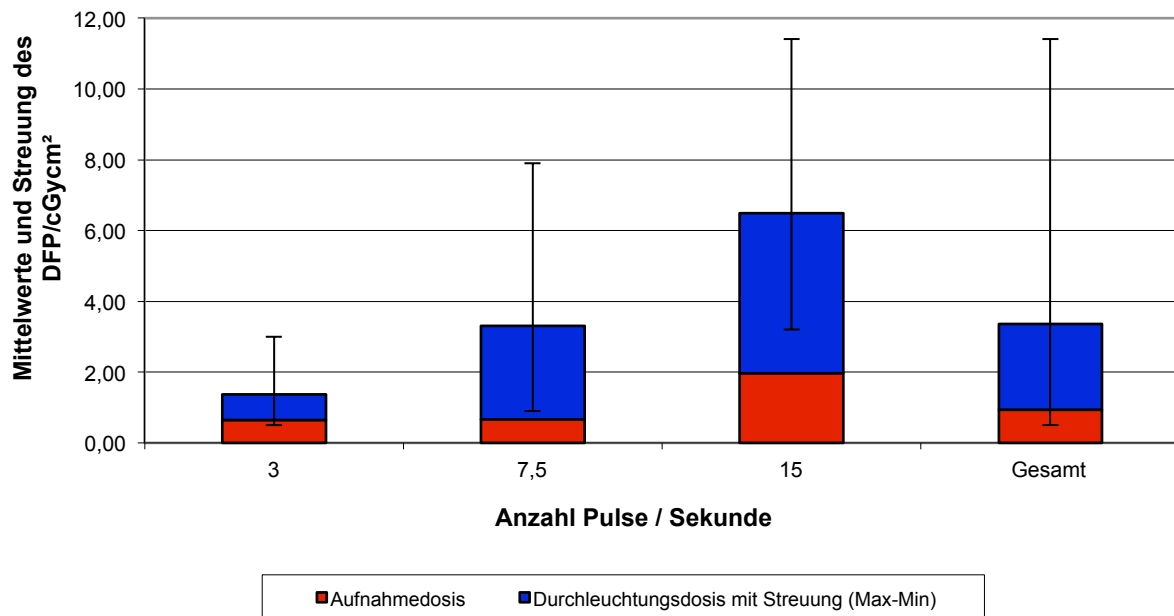


Abbildung 25: DFP und Aufnahmeanteil bei Normalbefunden in der MCU im Alter von 1-5 J.

Auch in der Altersgruppe der Kinder von 1-5 Jahren lässt sich im Falle eines Normalbefundes eine deutliche Dosisreduktion durch Wahl einer geringeren Pulsrate erreichen (Faktor 4,7). Die Durchleuchtungs-dosis ist in dieser Untergruppe fast proportional zur gewählten Pulsrate. Der auffallend hohe Aufnahmeanteil an der Gesamtdosis in der Untergruppe mit einer Pulsrate von 15/s wird durch einen Patienten mit relativ hohem Gewicht sowie grösseren Körperdurchmessern verursacht.

Pulsrate (Pulse/s)	3	7,5	15	Gesamt
Anzahl Patienten	9	9	0	18
DFP max. (cGycm²)	6,9	34,2	0	34,2
DFP mittel (cGycm²)	2,80	9,84	0	6,32
DFP min. (cGycm²)	1,0	2,8	0	1,0
Standardabweichung DFP (cGycm²)	1,83	9,24	0	7,53
Aufnahme-DFP (cGycm²)	1,66	2,89	0	2,27
Standardabweichung Aufnahme-DFP (cGycm²)	1,26	1,81	0	1,68
Anteil Aufnahme	59%	29%	0	36%
Anzahl der Aufnahmen	3,6	4,9	0	4,2

Tabelle 9: DFP und Aufnahmeanteil bei patholog. Befunden in der MCU im Alter von 1-5 Jahren.

In der Untergruppe mit einer Pulsrate von 7,5/s findet sich eine Untersuchung mit insgesamt 11 Zielaufnahmen und, im Vergleich mit der restlichen Gruppe, etwa doppelter Strahlzeit von 154 Sekunden. Ohne diesen Patienten mit oben genanntem maximalen DFP läge der Mittelwert für das DFP in der Subgruppe bei 6,9 cGycm², der Maximalwert bei 13,5 cGycm².

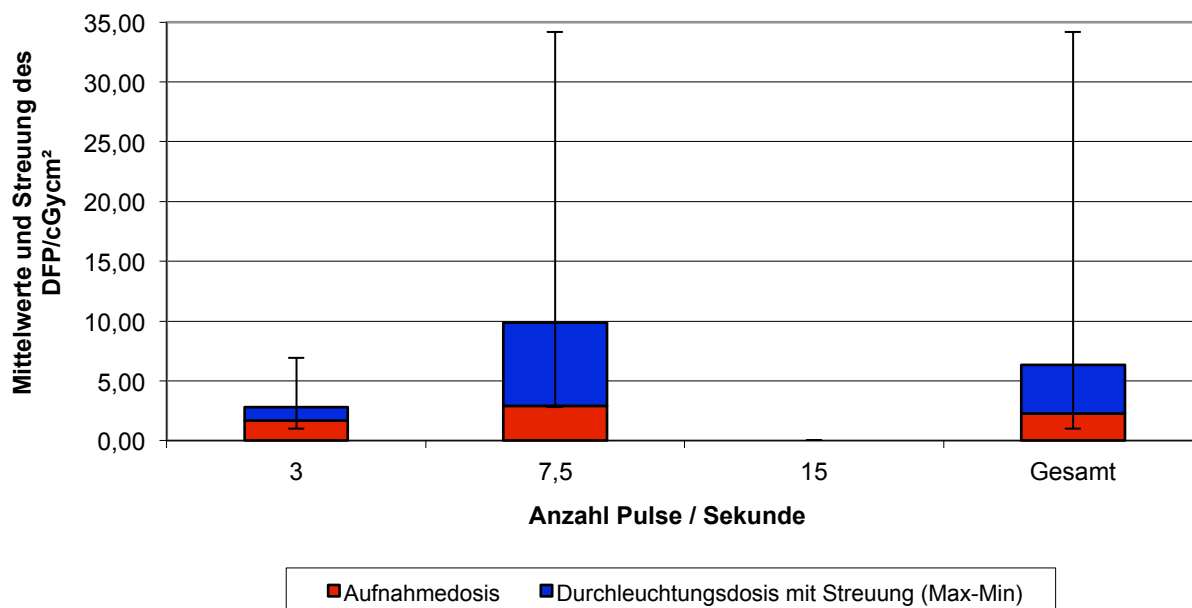


Abbildung 26: DFP und Aufnahmeanteil bei patholog. Befunden in der MCU im Alter von 1-5 J.

In dieser Altersgruppe wurde kein pathologischer Befund mit einer Pulsrate von 15/s erhoben. Trotz höherem Anteil der Aufnahmen an der Gesamtdosis wird eine Abhängigkeit der Durchleuchtungsdosis von der gewählten Pulsrate deutlich.

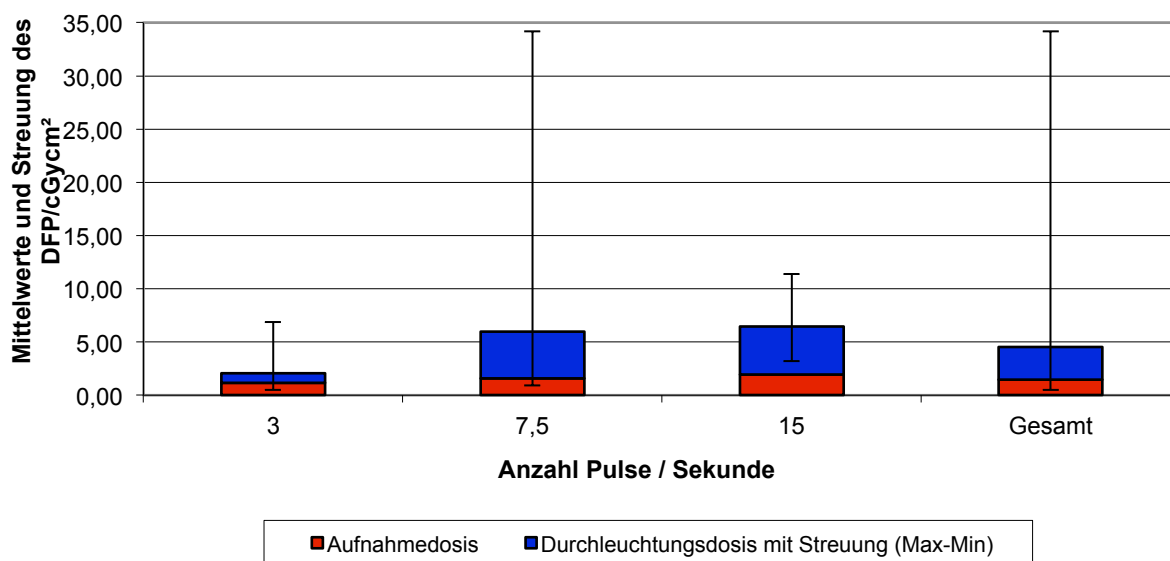


Abbildung 27: DFP und Aufnahmeanteil in der MCU bei allen Patienten im Alter von 1-5 Jahren

In der gesamten Altersgruppe 2 wurden deutlich niedrigere Gesamtdosen durch den Einsatz von niedrig gepulster Durchleuchtung gemessen (Faktor ~3). Der nur geringe Anstieg zwischen den Subgruppen mit 7,5 bzw. 15 Pulsen/s erklärt sich durch das Fehlen pathologischer Befunde in dieser Subgruppe, deswegen ist auch die Abhängigkeit der Durchleuchtungsdosis von der Pulsrate weniger deutlich.

3.2.3 Gemessene Dosiswerte bei Patienten im Alter von über 5 Jahren

Pulsrate (Pulse/s)	3	7,5	15	Gesamt
Anzahl Patienten	5	6	0	11
DFP max. (cGycm²)	31,6	20,4	0	31,6
DFP mittel (cGycm²)	9,48	7,25	0	8,26
DFP min. (cGycm²)	1,9	2,1	0	1,9
Standardabweichung DFP (cGycm²)	11,14	6,34	0	8,92
Aufnahme-DFP (cGycm²)	5,34	3,25	0	4,20
Standardabweichung Aufnahme-DFP (cGycm²)	6,94	3,81	0	5,56
Anteil Aufnahme	56%	45%	0	51%
Anzahl der Aufnahmen	1,6	1,7	0	1,6

Tabelle 10: DFP und Aufnahmeanteil bei Normalbefunden in der MCU im Alter von >5 Jahren

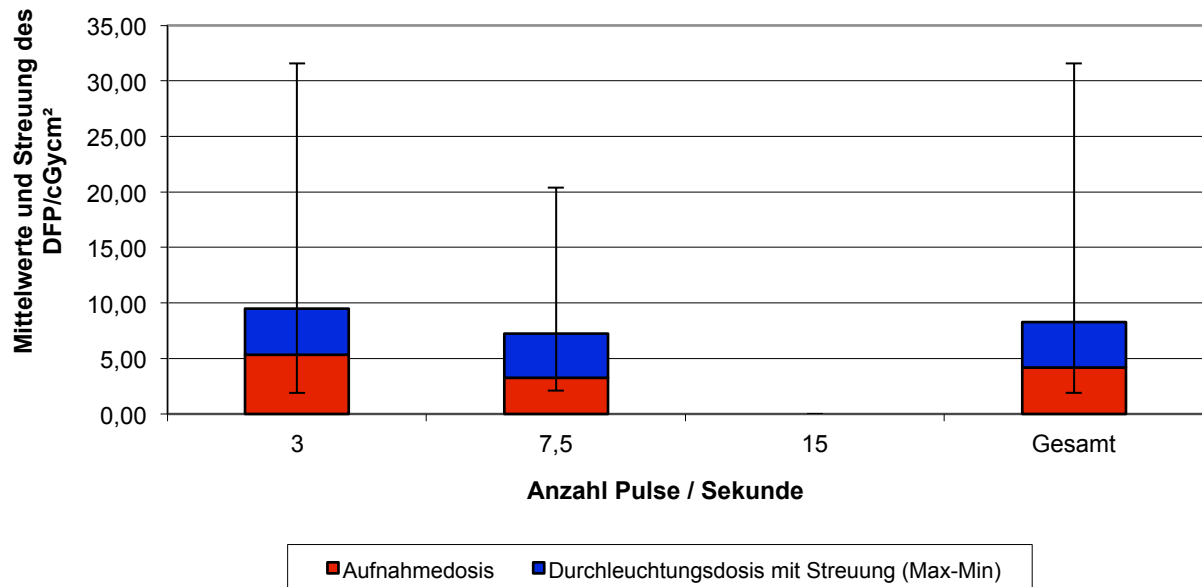


Abbildung 28: DFP und Aufnahmeanteil bei Normalbefunden in der MCU im Alter von >5 J.

Aufgrund der sehr heterogenen Patientengruppe im Alter von über 5 Jahren hebt sich der Bonus der gepulsten Durchleuchtung hier im Mittel auf. Im konkreten Beispiel beträgt beispielsweise der Mittelwert der Körpergewichte bei Patienten Pulsrate 3 Pulse/s 36,4 kg, hingegen 29,7 kg bei 7,5 Pulsen/s.

Pulsrate (Pulse/s)	3	7,5	15	Gesamt
Anzahl Patienten	12	2	0	14
DFP max. (cGycm ²)	43,0	10,8	0	43,0
DFP mittel (cGycm ²)	8,14	6,75	0	7,94
DFP min. (cGycm ²)	1,3	2,7	0	1,3
Standardabweichung DFP (cGycm ²)	11,02	4,05	0	10,33
Aufnahme-DFP (cGycm ²)	2,32	3,30	0	2,46
Standardabweichung Aufnahme-DFP (cGycm ²)	2,04	1,70	0	2,03
Anteil Aufnahme	29%	49%	0	31%
Anzahl der Aufnahmen	3,3	5,5	0	3,6

Tabelle 11: DFP und Aufnahmeanteil bei patholog. Befunden in der MCU im Alter von >5 J.

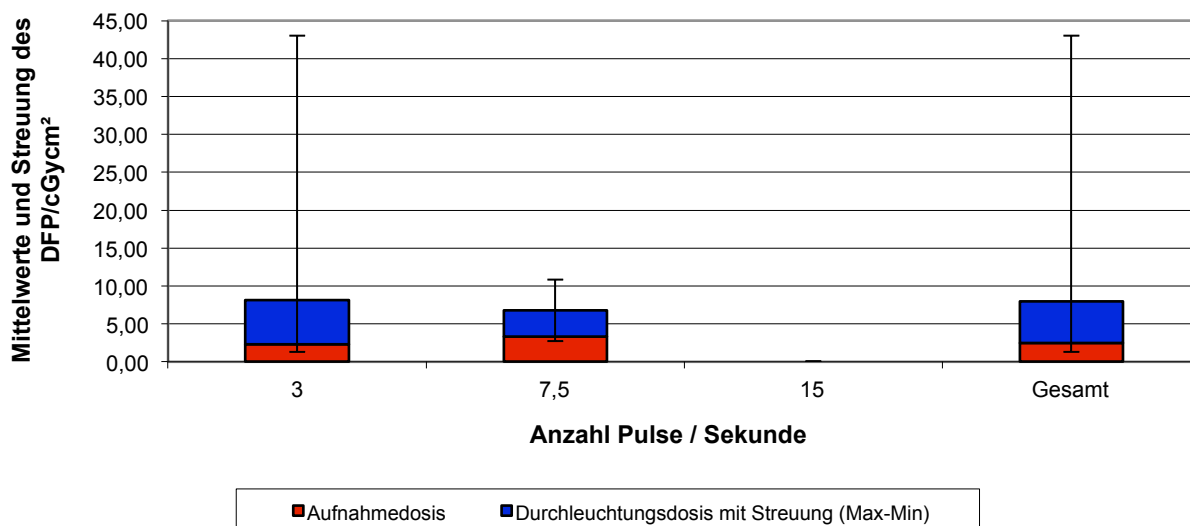


Abbildung 29: DFP und Aufnahmeanteil bei patholog. Befunden in der MCU im Alter von >5 J.

Auch in dieser Untergruppe lässt sich kein Benefit der niedrigeren Pulsrate aufzeigen. Hier spielt jedoch eine einzelne Untersuchung mit extrem hohem DFP von 43 cGycm², bei schwierigsten Untersuchungsbedingungen und schwerer Pathologie mit insgesamt 13 digitalen Zielaufnahmen und 186 Sekunden Strahlzeit, eine entscheidende Rolle. Ohne diese einzelne Untersuchung läge der Mittelwert der Gruppe mit Pulsrate 3 Pulse/s bei 4,9 cGycm².

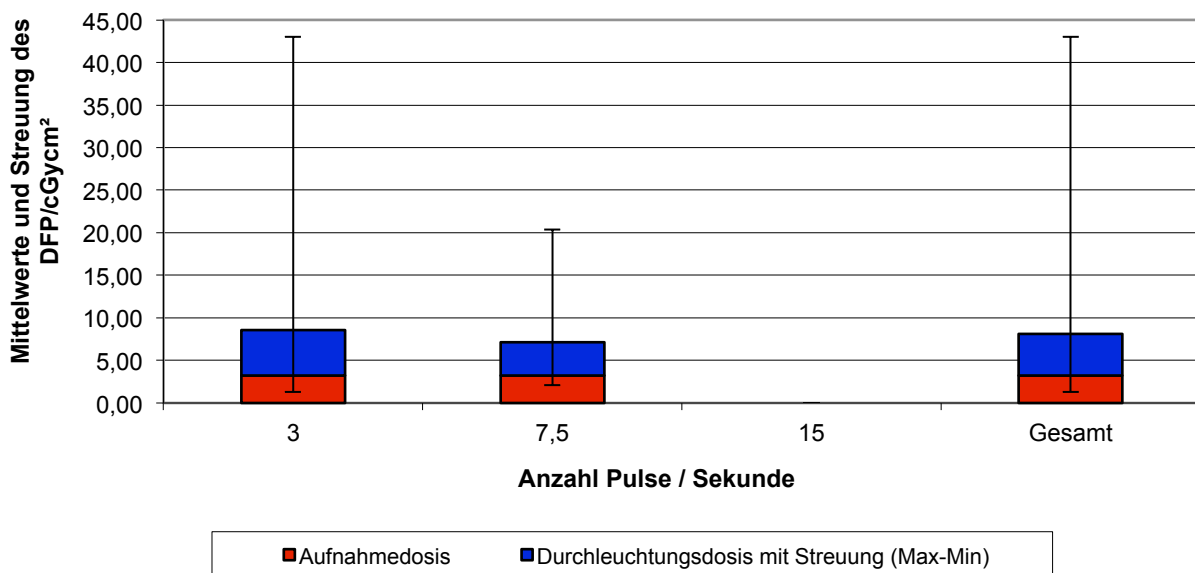


Abbildung 30: DFP und Aufnahmeanteil in der MCU bei allen Patienten im Alter von >5 Jahren

In der gesamten Gruppe der über 5 Jahre alten Patienten zeigt sich im Mittel der Gesamtdosis kein Benefit der niedriger gepulsten Durchleuchtung. Rechnet man jedoch die oben erwähnte Einzeluntersuchung heraus, so fällt der Mittelwert in der Untergruppe mit der Pulsrate 3/s um ca. 2 Punkte auf 6,2 cGycm² und läge damit wieder im erwarteten Bereich.

3.3 Einfalldosis in den einzelnen Untersuchungsphasen

Bezüglich der einzelnen Untersuchungsphasen konnten 3 der 114 Patientenbögen nicht ausgewertet werden, was dem in Einzelfällen abweichendem Untersuchungsablauf (z.B. bei fehlender Miktion) zuzuschreiben war.

3.3.1 Ermittelte Dosisanteile in den einzelnen Untersuchungsphasen bei allen Patienten mit normalem Befund

Pulsrate (Pulse/s)		3	7,5	15	Gesamt
Anzahl Patienten		27	26	15	68
Einfalldosis (mGy) mit Absolutwerten und Prozentangaben	Mittelwerte der Gesamtdosis	0,260	0,448	0,705	0,430
	Standardabweichung	0,404	0,372	0,369	0,419
	Katheterkontrolle	1,7%	2,6%	4,6%	2,7%
	Füllungsphase	31,4%	38,5%	38,0%	35,5%
	Miktionsphase	57,1%	51,6%	48,6%	53,1%
	Post-Miktionsphase	9,8%	7,4%	8,8%	8,7%

Tabelle 12: Anteil der Untersuchungsphasen an der Gesamtdosis der MCU bei Normalbefund

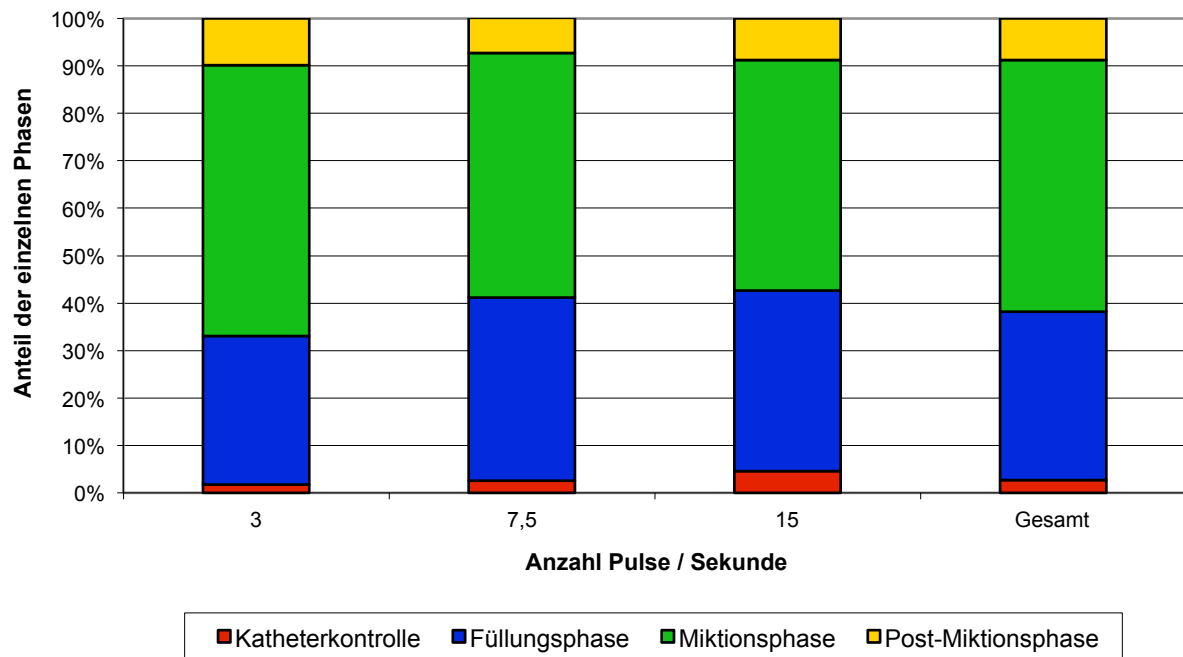


Abbildung 31: Anteil der Untersuchungsphasen an der Gesamtdosis der MCU bei Normalbefund

Im Falle eines normalen Befundes wird die Miktionsphase durch meist eine einzelne digitale Zielaufnahme dominiert. In den anderen Phasen wird regelhaft nur durchleuchtet (siehe auch 2.2.2). Entsprechend sinkt der Anteil der in der Miktionsphase anfallenden Dosis mit steigender Pulsrate und damit steigender Durchleuchtungsdosis.

3.3.2 *Ermittelte Dosisanteile in den einzelnen Untersuchungsphasen bei allen Patienten mit pathologischem Befund*

Pulsrate (Pulse/s)		3	7,5	15	Gesamt
Anzahl Patienten		22	17	4	43
Einfalldosis (mGy) mit Absolutwerten und Prozentangaben	Mittelwerte der Gesamtdosis	0,516	0,601	0,569	0,555
	Standardabweichung	0,644	0,355	0,214	0,518
	Katheterkontrolle	2,6%	4,8%	0,8%	3,3%
	Füllungsphase	45,8%	33,7%	41,3%	40,6%
	Miktionsphase	43,9%	40,3%	33,2%	41,5%
	Post-Miktionsphase	7,7%	21,2%	24,8%	14,7%

Tabelle 13: Anteil der Untersuchungsphasen an der Gesamtdosis der MCU bei path. Befund.

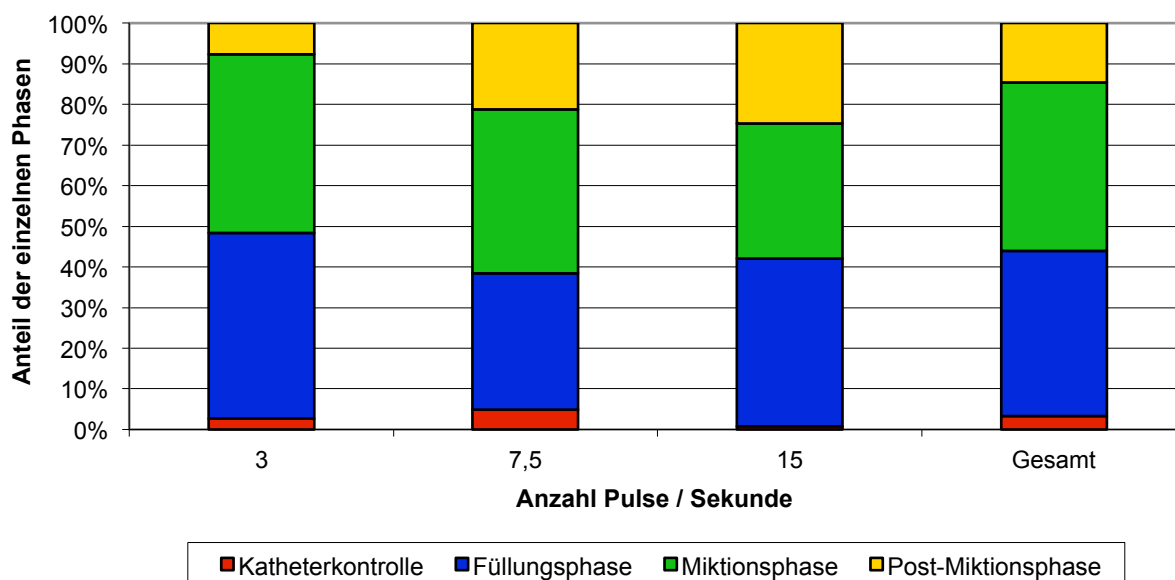


Abbildung 32: Anteil der Untersuchungsphasen an der Gesamtdosis der MCU bei path. Befund.

Bei Vorliegen eines pathologischen Befundes sinkt der Anteil der Miktionsphase besonders aufgrund der jetzt auch in anderen Phasen angefertigten Zielaufnahmen.

3.3.3 Ermittelte Dosisanteile in den einzelnen Untersuchungsphasen bei allen Patienten

Pulsrate (Pulse/s)		3	7,5	15	Gesamt
Anzahl Patienten		49	43	19	111
Einfalldosis (mGy) mit Absolutwerten und Prozentangaben	Gesamt	0,375	0,509	0,676	0,478
	Standardabweichung	0,541	0,373	0,346	0,464
	Katheterkontrolle	2,1%	3,5%	3,8%	2,9%
	Füllungsphase	37,8%	36,6%	38,7%	37,5%
	Miktionsphase	51,2%	47,1%	45,4%	48,6%
	Post-Miktionsphase	8,9%	12,8%	12,2%	11,0%

Tabelle 14: Anteil der Untersuchungsphasen an der Gesamtdosis der MCU aller Patienten.

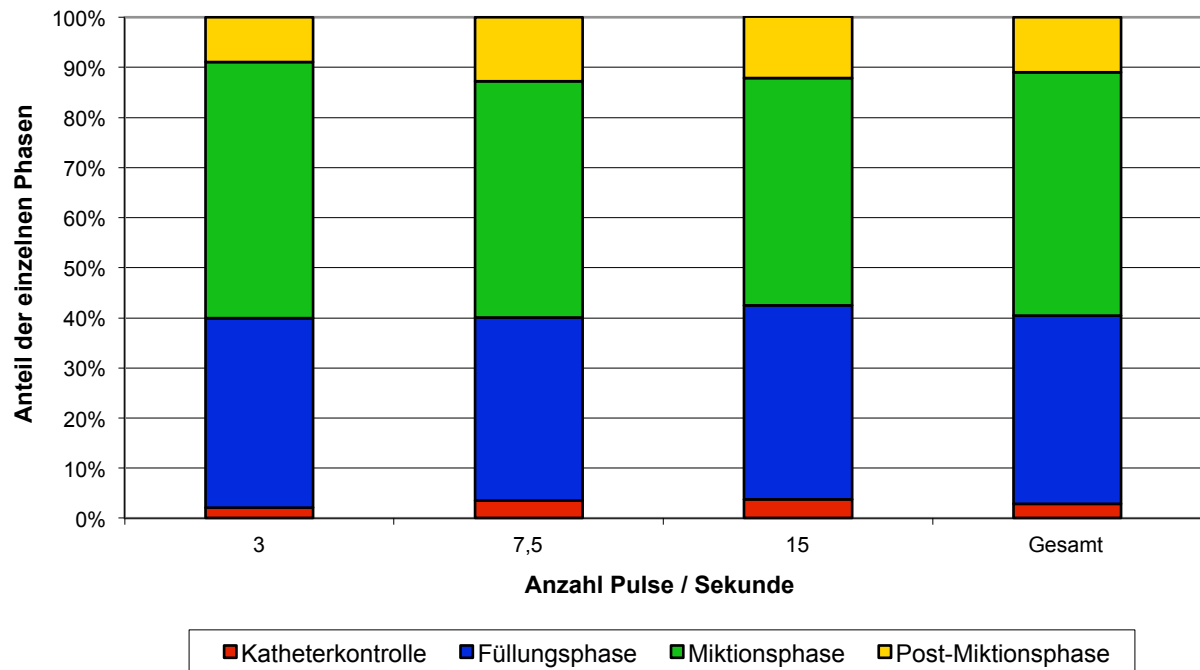


Abbildung 33: Anteil der Untersuchungsphasen an der Gesamtdosis der MCU aller Patienten.

Im Mittel aller Untersuchungen liegt der Dosisanteil der Miktionsphase bei knapp 49%.

3.4 Strahlzeit

Aufgrund fehlender Dokumentation der am Siemens Sireskop SX[®] angezeigten Strahlzeit (interne Messung) mussten insgesamt 16 Untersuchungen bei dieser Auswertung ausgeschlossen werden, bei 98 Untersuchungen (86%) war eine Auswertung möglich.

In den folgenden Tabellen wird die Strahlzeit jeweils nach Anzeige auf der Durchleuchtungseinheit („interne Messung durch Sireskop“ mit Standardabweichung) und zusätzlich nach der abweichenden Messung am Diamantor („externe Messung durch Diasoft“) aufgeführt. Dies soll eine grundsätzliche Schwierigkeit bei der Messung von Strahlzeiten bei gepulster Durchleuchtung verdeutlichen (siehe 2.5 und 4.1).

3.4.1 In Abhängigkeit vom Befund

Befund		Normal	Pathologisch	Gesamt
Anzahl Patienten		59	39	98
Strahlzeit (s)	Interne Messung durch Sireskop	40,1	58,8	47,5
	Standardabweichung	38,7	33,7	37,9
	Externe Messung durch Diasoft	22,7	37,7	28,6
	Abweichung in Prozent	43,4%	36,0%	39,7%

Tabelle 15: Mittlere Strahlzeit beim MCU aller Patienten abhängig vom Untersuchungsergebnis

Durch einen pathologischen Befund und die damit verbundene aufwändigere Untersuchung erhöht sich die Durchleuchtungszeit im Mittel um ca. 50 Prozent.

3.4.2 In Abhängigkeit vom Patientenalter

Altersgruppe		0-1 Jahr	1-5 Jahre	>5 Jahre	Gesamt
Anzahl Patienten		37	41	20	98
Strahlzeit (s)	Interne Messung durch Sireskop	47,7	43,9	54,8	47,5
	Standardabweichung	27,7	24,5	65,7	37,9
	Externe Messung durch Diasoft	30,1	29,2	24,8	28,6
	Abweichung In Prozent	37,0%	33,3%	54,7%	39,7%

Tabelle 16: Strahlzeit beim MCU aller Patienten abhängig vom Patientenalter.

Die Reduktion der Strahlzeit durch die mit steigendem Alter vermehrte Kooperationsbereitschaft des Patienten, wird durch eine Steigerung aufgrund des höheren Anteils an pathologischen Befunden im Alter über 5 Jahre überwogen.

3.4.3 Strahlzeit In Abhängigkeit von der gewählten Pulsrate

Pulsrate (Pulse/s)		3	7,5	15	Gesamt
Anzahl Patienten		44	41	13	98
Strahlzeit/s	Interne Messung durch Sireskop	43,5	51,6	48,3	47,5
	Standardabweichung	47,6	29,7	16,3	37,9
	Externe Messung durch Diasoft	14,3	38,7	45,5	28,6
	Abweichung In Prozent	67,1%	25,0%	5,9%	39,7%

Tabelle 17: Strahlzeit beim MCU aller Patienten abhängig von der gewählten Pulsrate

Die Gesamt-Strahlzeit ändert sich nicht wesentlich durch die Wahl der Pulsrate. Durch die Pulsung der Durchleuchtung entsteht am Diamentor M4-KDK® ein Messfehler im Bereich der Strahlzeit, der umso höher ist, je niedriger die Pulsrate gewählt wird. Bei einer Rate von 3 Pulsen pro Sekunde resultiert eine Abweichung von minus 67,1 %, bei 7,5 Pulsen pro Sekunde von minus 25% gegenüber der von der Durchleuchtungseinheit angezeigten (tatsächlichen) Strahlzeit. Erst bei höherer Pulsung mit 15 Pulsen pro Sekunde wird mit einem Fehler von nur noch 5,9% annähernd die reale Strahlzeit gemessen.

4 Diskussion

4.1 *Diskussion der Messverfahren*

Bei komplexen Durchleuchtungsuntersuchungen wie der Miktionszysturethrographie, mit häufig wechselnden Strahlenfeldgrößen und Patientendurchmessern, mit sagittalem (p.a./a.p.), schrägem und seitlichem Strahlengang, sowie variablen Abständen zwischen Patient und Bildverstärker, ist das Dosisflächenprodukt eine einfache, schnelle und genaue Methode zur routinemäßigen Bestimmung einer Dosisgröße in der radiologischen Diagnostik. Aufgrund der Feldgrößenvariation ist es zwar als Maß für die Strahlenexposition bei konventioneller Röntgendiagnostik nur bedingt geeignet (45), aber immer noch die gebräuchlichste Methode.

Neben dem Dosisflächenprodukt ist die Einfalldosis derzeit die für internationale Vergleichsstudien bevorzugte Dosisgröße, zumal sich aus ihr durch verschiedene Rechenschritte beliebige andere Dosiswerte, wie Organdosis oder Effektivdosis, ableiten lassen. Der relevante Einfluss der anthropometrischen Daten eines Patienten lässt sich ebenso durch mathematische Verfahren ausgleichen, so dass Vergleiche auch in sehr heterogenen Patientenkollektiven mit verschiedenen Altersgruppen, wie in der pädiatrischen Radiologie, möglich werden.

Das in dieser Studie verwendete Programm Diasoft[®] der Firma PTW Freiburg ermöglichte in den verwendeten Versionen (4.0/5.0/5.1) eine zuverlässige Trennung von Durchleuchtungs- und Aufnahmedosis. Die in früheren Untersuchungen (28) aufgetretenen Probleme aufgrund von geringen Unterschieden in der Höhe der Dosisleistungspeaks zwischen dosisintensiven Durchleuchtungsepisoden und relativ dosisarmer Zielaufnahmen konnten in dieser Untersuchung nicht festgestellt werden. Bereits der Modus mit 15 Pulsen pro Sekunde entspricht beispielsweise am verwendeten Sireskop SX[®], je nach gewählter Dosisleistungsstufe, nur noch einer

Dosisleistung von 43-59 nGy/s im Vergleich zu 87 nGy/s unter kontinuierlicher Durchleuchtung bei einem Bildverstärker-Format von 40cm. Diese Dosisreduktion durch den Einsatz von gepulster Durchleuchtung ermöglichte jetzt eine eindeutige Trennung der entsprechenden Dosisanteile.

Die einzelnen Untersuchungsphasen während der Miktionszysturethrographie wurden jeweils nach Angabe des untersuchenden Arztes bei Beginn und während der Untersuchung festgelegt. Hierzu wurde auf dem Dokumentationsbogen am Ende einer Phase der Zeitwert der im Diasoft-Programm laufenden Uhr notiert. Nachträglich konnte der Stand des Dosimeters zum entsprechenden Zeitpunkt abgefragt und so der den einzelnen Phasen zugehörige Dosisanteil ermittelt werden.

Die Messung von Strahlzeiten ist bei Verwendung von gepulster Durchleuchtung nach den Auswertungen in dieser Studie schwierig. Dies ist überwiegend durch die, relativ zum kurzen Durchleuchtungspuls zu träge zeitliche Auflösung des Diamentors verursacht. Erst bei einer Pulsrate von 15 Pulsen / Sekunde erreicht die am Dosimeter gemessene Strahlzeit reale Werte. Die verbleibende Differenz zur internen Messung an der Durchleuchtungseinheit selbst entsteht durch die Tatsache, dass jeder einzelne Strahlungspuls aufgrund der Aufhärtung des Photonenfeldes, durch die mit 0,2 mm Cu relativ starke zusätzliche Filterung, deutlich verkürzt wird. Dadurch wird die effektive Strahlzeit durch die Durchleuchtungseinheit überschätzt und durch die mit dem Diamantor gemessenen Zeiten unterschätzt.

Zum Vergleich der Strahlzeiten werden in dieser Arbeit die an der Siemens-Untersuchungseinheit abgelesenen Werte verwendet, die abweichenden Zeiten des Diamantor M4-KDK werden zur Verdeutlichung im entsprechenden Kapitel aufgelistet.

4.2 Diskussion der Dosimetrie

Einleitend zur Diskussion der Ergebnisse sei vorweggenommen, dass trotz der für derartige Untersuchungen relativ hohen Patientenzahl von 114, aufgrund der notwendigen Einführung von Altersgruppen, der willkürlichen Wahl von verschiedenen Pulsraten bei der Durchleuchtung sowie der Unterteilung in Untergruppen mit normalem oder pathologischem Befund, die Patientenzahlen in manchen Untergruppen sehr klein wurden. Deshalb konnte ein statistischer Vergleich weiterer dosisbeeinflussender Faktoren, wie zum Beispiel die Erfahrung des Untersuchers, nicht zusätzlich durchgeführt werden.

So wurde in der Altersgruppe der über 5-jährigen Patienten kein einziger Patient mit einer Pulsrate von 15 Pulsen/s untersucht. Dies lässt sich einerseits durch das natürlich auch schon vor dieser Messreihe bekannte Dosiseinsparungspotential der gepulsten Durchleuchtung erklären. Des weiteren ist in dieser Altersgruppe auch mit einer besseren Kooperation des Patienten zu rechnen, welche die möglichen Nachteile einer niedrigeren Pulsung bei weitem ausgleicht.

Aber auch in der Altersgruppe der Säuglinge, in der insgesamt 43 Patienten geführt werden, finden sich in der Untergruppe bei pathologischem Befund mit einer Pulsfrequenz von 3 Pulsen/s gerade zwei Untersuchungen. Dazu kommt die in der pädiatrischen Radiologie doch sehr relevante Heterogenität des Patientengutes mit stark unterschiedlichen Durchstrahlungsdurchmessern, welche sich auch in der Verteilung der Körpergewichte in eben dieser Altersgruppe zeigt (von minimal 3,0 kg bis 11,0 kg; siehe Tabelle 2: Körpergewicht, -höhe und -durchmesser der Patienten nach Altersgruppen). Dies schränkt naturgemäß die Vergleichbarkeit der einzelnen Ergebnisse deutlich ein.

Die Reduktion der Gesamtdosis durch den Einsatz gepulster Durchleuchtung und damit die Reduktion der Durchleuchtungsdosis, als eigentliches Ziel dieser Arbeit, lässt sich hingegen sehr gut belegen. Sie ist am Besten bei Untersuchungen erkennbar, welche einen möglichst geringen Anteil der Zielaufnahmen, und damit einen hohen Anteil der Durchleuchtung an der Gesamtdosis haben. Somit wird auch verständlich, dass in den Untergruppen ohne pathologischen Befund, durch den relativ standardisierten Untersuchungsablauf und die konstante Anzahl an Zielaufnahmen der Effekt der gepulsten Durchleuchtung auf die Gesamtdosis am deutlichsten sichtbar wird.

In der Betrachtung aller 114 Patienten lässt sich nur zwischen den Untergruppen, welche mit 3 und 7,5 Pulsen pro Sekunde durchleuchtet wurden, eine relevante Abhängigkeit der Gesamtdosis von der Pulsrate erkennen. Dagegen nimmt diese bei den Untersuchungen mit 15 Pulsen pro Sekunde wieder ab. Allerdings wurde kein Patient im Alter über 5 Jahre mit 15 Pulsen pro Sekunde untersucht. Dementsprechend niedriger fallen die Mittelwerte in dieser Subgruppe aus und sind folglich auch nicht mit den Mittelwerten aus den Subgruppen, welche mit niedrigerer Pulsrate untersucht wurden, zu vergleichen.

Unterteilt man nach Altersgruppen so zeigt sich überwiegend eine deutliche Abhängigkeit der Gesamtdosis von der gewählten Pulsrate. Auch hier bildet die Altersgruppe der über 5-jährigen aufgrund ihrer besonders starken Heterogenität, bezüglich Körpergewicht und Körperhöhe, eine Ausnahme. So ist in dieser Gruppe auf den ersten Blick die Gesamtdosis sogar bei den Patienten ohne pathologischen Befund höher als bei den Untersuchungen mit pathologischem Befund. Dies lässt sich jedoch zum Beispiel in der Untergruppe mit einer Pulsrate von 3 Pulsen/s anhand des durchschnittlichen Körpergewichtes erklären: Im Vergleich von Patienten

der Altersgruppe über 5 Jahre mit normalem Befund, welche mit einer Pulsrate von 3 Pulsen/s durchleuchtet wurden, liegt das mittlere Körpergewicht bei 36,4 kg gegenüber 25,8 kg bei Patienten mit pathologischem Befund, deutlich höher.

Besonders gut lässt sich der Effekt einer niedrigeren Pulsrate in den homogenen Untergruppen darstellen. Am stärksten sichtbar ist dieser in der Altersgruppe der 1-5-jährigen ohne pathologischen Befund. In dieser Gruppe reduziert sich die Gesamtdosis um den Faktor 5 beim Einsatz der niedrigsten Pulsrate.

In der Subgruppe der Säuglinge ohne pathologischen Befund liegt die Gesamtdosis bei den Patienten, welche mit einer Pulsrate von 3 Pulsen/s untersucht wurden, immer noch um den Faktor 4 niedriger als in der Gruppe mit 15 Pulsen pro Sekunde. Dies entspricht einer Dosisreduktion um ca. 75%. In dieser Altersgruppe wird auch der Einfluss eines pathologischen Befundes am deutlichsten. Aufgrund der höheren Anzahl an Zielaufnahmen und den dadurch geringeren Anteil der Durchleuchtung an der Gesamtdosis wird der Effekt der Dosisreduktion bei niedrigerer Pulsung im Durchleuchtungsbetrieb vollständig aufgehoben. Betrachtet man alle Untersuchungen der Säuglinge bleibt eine Dosisreduktion um den Faktor 3 bestehen, wiederum im Vergleich der Pulsraten 3 Pulse/s mit 15 Pulsen/s.

Versucht man den Effekt der gepulsten gegenüber der kontinuierlichen Durchleuchtung darzustellen bietet sich der Vergleich mit den im Jahr 2000 von Schneider et al. publizierten Daten einer europaweiten Vergleichsstudie zur Miktionszysturethrographie in ausgewählten Kinderkliniken an (42). Die Erhebung der Dosiswerte für diese Untersuchung an der Dr. von Haunerschen Kinderklinik und die kurz darauf dort neu eingeführte gepulste Durchleuchtung waren eine der Hauptgründe im Rahmen dieser Dissertation den Effekt der gepulsten Durchleuchtung zu messen. Im Vergleich zu den für die europaweite Studie

ausgewerteten Miktionszysturethrographien wurden in der radiologischen Abteilung keine Änderungen im Untersuchungsablauf und den Dokumentationsstandards durchgeführt. Im direkten Vergleich der Dosisflächenprodukte bei den unter einjährigen Patienten reduziert der Einsatz der gepulsten Durchleuchtung die Gesamtdosis um den Faktor 10. Vergleicht man nur die Subgruppe mit einer Pulsrate von 3 Pulsen/s mit der kontinuierlichen Durchleuchtung zeigt sich sogar eine Reduktion um den Faktor 20. Die zusätzliche Dosisreduktion lässt sich mit der Zusatzfilterung von 0,2 mm Kupfer erklären.

Im Jahr 1992 veröffentlichten Chapple et al. Referenzdosen für häufige Röntgenuntersuchungen im Kindesalter (9). Im direkten Vergleich dieser Dosisflächenproduktwerte im Neugeborenen- und Säuglingsalter mit denen der hier vorliegenden Untersuchung lässt sich eine Dosisreduktion um den Faktor 70 aufzeigen. Auch der Vergleich mit den 2003 veröffentlichten Referenzwerten des Bundesamtes für Strahlenschutz ergibt für diese Population ein um den Faktor 20-30 niedrigeres Dosisflächenprodukt, bei allerdings nicht exakt vergleichbaren Altersgruppierungen (5). Im Vergleich zu Filterung, Raster und Bildempfänger sind die gepulste Durchleuchtung und die Zusatzfilterung damit die entscheidenden dosisreduzierenden Faktoren. Zwischenzeitlich wurden die Referenzdosiswerte vom Bundesministerium für Strahlenschutz deutlich gesenkt (33).

Insgesamt lässt sich also festhalten, dass sich durch den Einsatz von gepulster Durchleuchtung bei der Miktionszysturethrographie im Kindesalter eine relevante Dosisreduktion von ca. 90% erreichen lässt.

Auch in der Frage, welcher Anteil der Gesamtdosis durch die Durchleuchtung und welcher durch die Zielaufnahmen verursacht wird, lassen sich die Ergebnisse sehr gut in der Altersgruppe der Säuglinge veranschaulichen. Im Falle eines

Normalbefundes ist das gemessene Gesamt-Dosisflächenprodukt durch die Zielaufnahmen über alle Untergruppen mit verschiedenen Pulsraten relativ konstant. Die Durchleuchtungsdosis steigt dagegen mit zunehmender Pulsrate kontinuierlich an und liegt für eine Pulsrate von 15 Pulsen/s um den Faktor 8 höher als bei einer Pulsrate von 3 Pulsen/s.

Bei Vorliegen eines pathologischen Befundes in derselben Altersgruppe dagegen wird ersichtlich, dass die Gesamtdosis wesentlich stärker vom Anteil der Zielaufnahmen und vom Bildverstärkerformat abhängt. Weiterhin ist die starke Variabilität des Untersuchungsablaufs an der durchschnittlichen Anzahl der Aufnahmen erkennbar. So ist zwar auch bei den pathologischen Befunden in der Altersgruppe der Säuglinge noch ein Effekt der unterschiedlichen Pulsraten auf die Durchleuchtungsdosis vorhanden, dieser wirkt sich aber aufgrund der höheren Aufnahmedosis nicht mehr wesentlich auf die Gesamtdosis der Untersuchung aus.

In der Altersgruppe der 1-5-jährigen Patienten bleibt der Effekt der verschiedenen Pulsraten auch im Falle eines pathologischen Befundes nachweisbar. Er wird sogar aufgrund der höheren Strahlzeiten im Prinzip noch deutlicher als bei Patienten mit Normalbefunden.

Betrachtet man wiederum alle Patienten, so ist nur im Falle eines unauffälligen Befundes der Einfluss der Pulsrate auf die Durchleuchtungsdosis eindeutig nachweisbar. In den anderen Subgruppen wirkt sich wiederum das Fehlen von Untersuchungen mit der Pulsrate 15 Pulse/s in der Altersgruppe der über 5-jährigen Patienten nachteilig auf die Vergleichbarkeit aus.

Der Anteil der Durchleuchtung an der Gesamtdosis ist somit sehr variabel und neben der Pulsrate natürlich auch von der Höhe der Strahlendosis durch die Zielaufnahmen abhängig. Diese wird aufgrund des Regelkreises der Belichtungsautomatik

besonders stark bei Aufnahmen in seitlicher oder schräger Projektion ins Gewicht fallen. Der niedrigst gemessene Anteil der Durchleuchtungsdosis an der Gesamtdosis lag bei 31% und der höchste Wert bei 84%.

Im Mittel lag der Anteil der Durchleuchtung am gesamten Dosisbedarf bei der Miktionszysturethrographie bei 60% (Standardabweichung \pm 20%).

Der Dosisbedarf in den einzelnen Untersuchungsphasen wird wesentlich durch den vorgegebenen Untersuchungsablauf geprägt. Im Falle eines unauffälligen Befundes ist im standardisiertem Verlauf der MCU nur eine einzelne Zielaufnahme während der Miktionsphase vorgesehen. Die Kontrolle der Katheterlage, die Füllungsphase und die Post-Miktionsphase werden dabei unter Durchleuchtung durchgeführt und mittels eines Last-Image-Hold-Bildes dokumentiert. Dementsprechend lässt sich der Anteil dieser Phasen hier direkt mit der Höhe des Anteils der Durchleuchtung korrelieren und der Anteil der Miktionsphase an der Gesamtdosis sinkt anteilmäßig genau mit der Zahl der Zielaufnahmen.

Im Falle eines pathologischen Befundes wird der Einfluss der Durchleuchtungsdosis auf den Anteil der einzelnen Untersuchungsphasen weniger bedeutsam. Während die Katheterlage in so gut wie allen Fällen ausschließlich unter Durchleuchtung kontrolliert wird und dementsprechend der Anteil an der Gesamtdosis auch bei pathologischen Befunden mit der Durchleuchtungsdosis korreliert, können pathologische Befunde mit der Notwendigkeit der Anfertigung einer Zielaufnahme während den anderen Phasen zufällig verteilt vorkommen. Dadurch kann hier kaum noch ein konstanter Zusammenhang zwischen Durchleuchtungsdosis und Untersuchungsphasen nachgewiesen werden.

Im Mittel aller Untersuchungen entfallen auf die Kontrolle der Katheterlage nur ca. 3% (\pm 5%), auf die Füllungsphase etwa 38% (\pm 24%) und auf die Post-Miktionsphase

gerade einmal 11 % (s 16%). Die Miktionsphase macht mit ca. 48% (s 26%) knapp die Hälfte des gesamten Dosisbedarfs einer Miktionszysturethrographie aus.

Die bei der Miktionszysturethrographie von uns gemessene Strahlzeit ist im wesentlichen vom Vorliegen eines pathologischen Befundes abhängig. Sie erhöht sich in diesem Falle um ca. 50% von im Mittel 40 Sekunden auf 59 Sekunden und liegt im Durchschnitt aller Untersuchungen bei 48 Sekunden (s 38 Sekunden). Die zu erwartende Verkürzung der Strahlzeiten durch bessere Kooperation des Patienten in den höheren Altersgruppen wird durch den höheren Anteil pathologischer Befunde kompensiert. Es ließ sich in dieser Untersuchung auch kein Einfluss der gewählten Pulsrate auf die Dauer der Durchleuchtung nachweisen. So lag diese im Mittel bei der Wahl von 3 Pulsen pro Sekunde sogar mit 44 Sekunden etwas niedriger als mit 7,5 Pulsen pro Sekunde (52 Sekunden) und 15 Pulsen pro Sekunde (48 Sekunden). Im Vergleich der Altersgruppe der Säuglinge mit den im Jahre 2000 in der europaweiten Evaluation publizierten Expositionszeiten unter kontinuierlicher Durchleuchtung liegt die im gepulsten Modus benötigte Strahlzeit um 14 Sekunden höher bei 48 Sekunden gegenüber 34 Sekunden (Faktor 1,4). Umso bemerkenswerter ist es, dass trotzdem die applizierte Gesamtdosis wie oben beschrieben deutlich niedriger ist. Über die Gründe der verlängerten Strahlzeit lassen sich durch diese Untersuchung keine eindeutigen Aussagen treffen. Es ist aber festzustellen, dass die Durchleuchtungszeit durch Einführung der gepulsten Strahlung keinen entscheidenden Parameter für die Strahlenexposition des Patienten darstellt. Umso wichtiger ist daher das in dieser Arbeit vorgestellte Software-basierte Verfahren der Dosismessung bei Durchleuchtungsuntersuchungen im Kindesalter.

5 Zusammenfassung

Um die durch den Einsatz gepulster Durchleuchtung erreichte Reduktion der benötigten Strahlendosis bei der häufigsten Durchleuchtungsuntersuchung im Kindesalter, der Miktionszysturethrographie, zu dokumentieren, wurden bei 114 Patienten im Alter von 1 Monat bis 16 Jahren Messungen des Dosisflächenproduktes und der Einfalldosis durchgeführt. Die Dosisanteile des Durchleuchtungs- und des Aufnahmebetriebs konnten durch Analyse des Dosis-Zeit-Verlaufes, getrennt voneinander ermittelt werden. Die gemessenen Werte wurden teilweise mit früher publizierten Ergebnissen verglichen.

Auch wenn die Ergebnisse in den einzelnen Untergruppen der Gesamtpopulation variieren, lässt sich durch gepulste Durchleuchtung erwartungsgemäß ein Dosisersparungspotenzial von etwa 90% im Vergleich mit kontinuierlicher Durchleuchtung nachweisen. Der Einsatz der hier niedrigsten Pulsrate von 3 Pulsen pro Sekunde ermöglicht im Vergleich zu einer Pulsrate von 15 Pulsen pro Sekunde eine Dosisreduktion um bis zu 75%. Der Anteil der Durchleuchtung am gesamten Dosisbedarf einer Miktionszysturethrographie wurde mit durchschnittlich 60% ermittelt. Davon fallen im Untersuchungsablauf ca. 50% während der Miktionsphase, 38% während der Füllungsphase, 11% in der Post-Miktionsphase und der Rest durch die Kontrolle der Katheterlage an. Die benötigten Strahlzeiten zeigen keine relevante Abhängigkeit von der gewählten Pulsrate, im Vergleich zur kontinuierlichen Durchleuchtung liegen sie um den Faktor 1,4 höher.

Abschließend lässt sich festhalten dass der Einsatz gepulster Durchleuchtung zu einer relevanten Reduktion der für ein Miktionszysturethrogramm benötigten Strahlendosis führt, ohne dabei die Untersuchungsqualität negativ zu beeinflussen. Er entspricht inzwischen zu Recht dem Standard der pädiatrischen Radiologie.

6 Literaturverzeichnis

1. Almen, A.; Loof, M.; Mattsson, S. (1996): Examination technique, image quality, and patient dose in paediatric radiology. A survey including 19 Swedish hospitals. *Acta Radiologica*, Jg. 37, Nr. 3 Pt 1, S. 337–342.
2. Alzen, G.: Urogenitaltrakt. In: Benz-Bohm, Gabriele. (2005): *Kinderradiologie*. Stuttgart: Thieme (Referenz-Reihe radiologische Diagnostik). S. 243-288.
3. Bazopoulos, E. V.; Prassopoulos, P. K.; Damilakis, J. E.; Raissaki, M. T.; Megremis, S. D.; Gourtsoyiannis, N. C. (1998): A comparison between digital fluoroscopic hard copies and 105-mm spot films in evaluating vesicoureteric reflux in children. *Pediatric Radiology*, Jg. 28, Nr. 3, S. 162–166.
4. Bohmann, I.: Ermittlung des Durchstrahlungsdurchmessers bei Säuglingen, Kindern und Jugendlichen zur Aufstellung von Belichtungswerten in der Röntgendiagnostik und Abschätzung der Organdosiswerte bei typischen Röntgenuntersuchungen. GSF-Bericht 16/90 (1990).
5. Brix, G. (2003): Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen. Bundesamt für Strahlenschutz, Salzgitter.
6. Brown, P. H.; Silberberg, P. J.; Thomas, R. D.; Strife, J. L.; Towbin, R. B. (2000): A multihospital survey of radiation exposure and image quality in pediatric fluoroscopy. *Pediatric Radiology*, Jg. 30, Nr. 4, S. 236–242.
7. Brown, P. H.; Thomas, R. D.; Silberberg, P. J.; Johnson, L. M. (2000): Optimization of a fluoroscope to reduce radiation exposure in pediatric imaging. *Pediatric Radiology*, Jg. 30, Nr. 4, S. 229–235.
8. Bundesärztekammer (2007): Leitlinien der Bundesärztekammer zur Qualitätssicherung in der Röntgendiagnostik. Online verfügbar unter: <http://www.bundesaerztekammer.de/page.asp?his=1.120.121.1042.5974#top>
9. Chapple, C. L.; Faulkner, K.; Lee, R. E.; Hunter, E. W. (1992): Results of a survey of doses to paediatric patients undergoing common radiological examinations. *British Journal of Radiology*, Jg. 65, Nr. 771, S. 225–231.
10. Cleveland, R. H.; Constantinou, C.; Blickman, J. G.; Jaramillo, D.; Webster, E. (1992): Voiding cystourethrography in children: value of digital fluoroscopy in reducing radiation dose. *AJR*, Jg. 158, Nr. 1, S. 137–142.

11. Cohen, M. D. (2008): Optimizing the use of pulsed fluoroscopy to reduce radiation exposure to children. *Journal of the American College of Radiology*, Jg. 5, Nr. 3, S. 205–209. Online verfügbar unter: doi:10.1016/j.jacr.2007.09.014
12. Don, S. (2004): Radiosensitivity of children: potential for overexposure in CR and DR and magnitude of doses in ordinary radiographic examinations. *Pediatric Radiology*, Jg. 34 Suppl 3, S. S167-72; discussion S234-41. Online verfügbar unter doi:10.1007/s00247-004-1266-9,
13. European Commission (Hg.) (1996): *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics*. EUR 16261 EN. Luxembourg.
14. Fendel, T.: *Vergleichende Untersuchung über den Dosisbedarf für Röntgendurchleuchtungsuntersuchungen von Kindern bei Verwendung verschiedener Techniken für die Röntgenzielaufnahmen*. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München (1986).
15. Fenner, J. W.; Morrison, G. D.; Kerry, J.; West, N. (2002): A practical demonstration of improved technique factors in paediatric fluoroscopy. *British Journal of Radiology*, Jg. 75, Nr. 895, S. 596–602.
16. Fernbach, S. K.; Feinstein, K. A.; Schmidt, M. B. (2000): Pediatric voiding cystourethrography: a pictorial guide. *Radiographics*, Jg. 20, Nr. 1, S. 155-68; discussion 168-71.
17. Fotakis, M.; Molyvda, Athanasopoulou E.; Psarrakos, K.; Economou, I. (2003): Radiation doses to paediatric patients up to 5 years of age undergoing micturating cystourethrography examinations and its dependence on patient age: a Monte Carlo study. *British Journal of Radiology*, Jg. 76, Nr. 911, S. 812–817.
18. Gonzalez, L.; Vano, E.; Ruiz, M. J. (1995): Radiation doses to paediatric patients undergoing micturating cystourethrography examinations and potential reduction by radiation protection optimization. *British Journal of Radiology*, Jg. 68, Nr. 807, S. 291–295.
19. Hernandez, R. J.; Goodsitt, M. M. (1996): Reduction of radiation dose in pediatric patients using pulsed fluoroscopy. *AJR*, Jg. 167, Nr. 5, S. 1247–1253.

-
20. Hiorns, M. P.; Saini, A.; Marsden, P. J. (2006): A review of current local dose-area product levels for paediatric fluoroscopy in a tertiary referral centre compared with national standards. Why are they so different? *British Journal of Radiology*, Jg. 79, Nr. 940, S. 326–330. Online verfügbar unter doi:10.1259/bjr/36530782,
21. Huda, W. (2004): Assessment of the problem: pediatric doses in screen-film and digital radiography. *Pediatric Radiology*, Jg. 34 Suppl 3, S. S173-82; discussion S234-41. Online verfügbar unter doi:10.1007/s00247-004-1267-8
22. ICRP (Hg.): Die Empfehlungen der Internationalen Strahlenschutzkommission (ICRP) von 2007, Deutsche Ausgabe, ICRP-Veröffentlichung 103, BfS-SCHR-47/09, URN: urn:nbn:de:0221-2009082154.
23. Lederman, H. M.; Khademan, Z. P.; Felice, M.; Hurh, P. J. (2002): Dose reduction fluoroscopy in pediatrics. *Pediatric Radiology*, Jg. 32, Nr. 12, S. 844–848. Online verfügbar unter doi:10.1007/s00247-002-0696-5,
24. Leibovic S.; Lebowitz, R. L. (1980): Reducing Patient Dose in Voiding Cystourethrography. *Urologic Radiology*, Nr. 2, S. 103–107.
25. Mantovani, A.; Giroletti, E. (2004): Evaluation of the dose to pediatric patients undergoing micturating cystourethrography examination and optimization of the examination. *La Radiologia Medica*, Jg. 108, Nr. 3, S. 283–291.
26. Martin, C. J.; Farquhar, B.; Stockdale, E.; MacDonald, S. (1994): A study of the relationship between patient dose and size in paediatric radiology. *British Journal of Radiology*, Jg. 67, Nr. 801, S. 864–871.
27. McDonald, S.; Martin, C. J.; Darragh, C. L.; Graham, D. T. (1996): Dose-area product measurements in paediatric radiography. *British Journal of Radiology*, Jg. 69, Nr. 820, S. 318–325.
28. Merkle, E. M.; Aschoff, A. J.; Vogel, J.; Merk, J.; Bachor, R.; Brambs, H. J. (1997): Radiation exposure in digital micturition cystourethrography in children. How much exposure by fluoroscopy? *Der Urologe*, Jg. 36, Nr. 2, S. 181–185.
29. Minigh, J. (2005): Pediatric radiation protection. *Radiologic technology*, Jg. 76, Nr. 5, S. 365-75.
30. Mooney, R. B.; McKinstry, J. (2001): Paediatric dose reduction with the introduction of digital fluorography. *Radiation protection dosimetry*, Jg. 94, Nr. 1-2, S. 117–120.

31. Mooney, R.; Thomas, P. S. (1998): Dose reduction in a paediatric X-ray department following optimization of radiographic technique. *British Journal of Radiology*, Jg. 71, Nr. 848, S. 852–860.
32. Nicholson, R. A.; Thornton, A.; Akpan, M. (1995): Radiation dose reduction in paediatric fluoroscopy using added filtration. *British Journal of Radiology*, Jg. 68, Nr. 807, S. 296–300.
33. Noßke, D. (2010): Bekanntmachung der diagnostischen Referenzwerte für radiologische und nuklearmedizinische Untersuchungen. Bundesamt für Strahlenschutz, Salzgitter.
34. Perisinakis, K.; Raissaki, M.; Damilakis, J.; Stratakis, J.; Neratzoulakis, J.; Gourtsoyiannis, N. (2006): Fluoroscopy-controlled voiding cystourethrography in infants and children: are the radiation risks trivial? *European Radiology*, Jg. 16, Nr. 4, S. 846–851. Online verfügbar unter doi:10.1007/s00330-005-0072-6,
35. Persliden, J.; Helmrot, E.; Hjort, P.; Resjö, M. (2004): Dose and image quality in the comparison of analogue and digital techniques in paediatric urology examinations. *European Radiology*, Jg. 14, Nr. 4, S. 638–644. Online verfügbar unter doi:10.1007/s00330-003-2144-9,
36. PTW Freiburg, DiaSoft Software, Produktdatenblatt D154.218.0/0, 2002.
37. PTW Freiburg, Diamentor M4-KDK, Produktdatenblatt D428.121.0/0, 1996.
38. Schmitt-Hannig, A. (2009): Das europäische ALARA Netzwerk – Entwicklung, Arbeitsweise und fachliche Schwerpunkte. Online unter: www.eu-alara.net
39. Schneider, K. (2006): Aufnahmetechnik und Strahlenschutz im Kindesalter. Teil 1 – Projektionsradiographie und Durchleuchtung. *Radiologie up2Date*, Band 6, Heft 3, S. 239-354.
40. Schneider, K.: Aufnahmetechnik und Strahlenschutz. In: Benz-Bohm, G. (2005): *Kinderradiologie*. Stuttgart: Thieme (Referenz-Reihe radiologische Diagnostik). S. 8-13.
41. Schneider, K.; Kruger-Stollfuss, I.; Ernst, G.; Kohn, M. M. (2001): Paediatric fluoroscopy--a survey of children's hospitals in Europe. I. Staffing, frequency of fluoroscopic procedures and investigation technique. *Pediatric Radiology*, Jg. 31, Nr. 4, S. 238–246.
42. Schneider, K.; Perlmutter, N.; Arthur, R.; Cook, V.; Horwitz, A.E.; Thomas, P. et al. (2000): Micturition Cystourethrography in Paediatric Patients in Selected

- Children's Hospitals in Europe: Evaluation of Fluoroscopy Technique, Image Quality Criteria and Dose. *Radiat Prot Dosimetry*, Jg. 90, Nr. 1-2, S. 197–201.
43. Schueler, B. A.; Julsrud, P. R.; Gray, J. E.; Stears, J. G.; Wu, K. Y. (1994): Radiation exposure and efficacy of exposure-reduction techniques during cardiac catheterization in children. *AJR*, Jg. 162, Nr. 1, S. 173–177.
44. Schultz, F. W.; Geleijns, J.; Holscher, H. C.; Weststrate, J.; Zonderland, H. M.; Zoetelief, J. (1999): Radiation burden to paediatric patients due to micturating cystourethrography examinations in a Dutch children's hospital. *British Journal of Radiology*, Jg. 72, Nr. 860, S. 763–772.
45. Seidenbusch, M. (2006): Rekonstruktion von Organ- und Effektivdosen bei konventionellen Röntgenuntersuchungen am Dr. von Haunerschen Kinderspital der Universität München. Dissertation. Ludwig-Maximilians-Universität München.
46. Sulieman, A.; Theodorou, K.; Vlychou, M.; Topaltzikis, T.; Kanavou, D.; Fezoulidis, I.; Kappas, C. (2007): Radiation dose measurement and risk estimation for paediatric patients undergoing micturating cystourethrography. *British Journal of Radiology*, Jg. 80, Nr. 957, S. 731–737. Online verfügbar unter doi:10.1259/bjr/16010686,
47. Tapiovaara, M. J.; Sandborg, M.; Dance, D. R. (1999): A search for improved technique factors in paediatric fluoroscopy. *Physics in Medicine and Biology*, Jg. 44, Nr. 2, S. 537–559.
48. Ward, V. L. (2006): Patient dose reduction during voiding cystourethrography. *Pediatric Radiology*, Jg. 36, Nr. Supplement 14, S. 168–172. Online verfügbar unter doi:10.1007/s00247-006-0213-3,
49. Ward, V. L.; Barnewolt, C. E.; Strauss, K. J.; Lebowitz, R. L.; Venkatakrishnan, V.; Stehr, M. et al. (2006): Radiation exposure reduction during voiding cystourethrography in a pediatric porcine model of vesicoureteral reflux. *Radiology*, Jg. 238, Nr. 1, S. 96–106. Online verfügbar unter doi:10.1148/radiol.2381041433,
50. Ward, V. L.; Strauss, K. J.; Barnewolt, C. E.; Zurakowski, D.; Venkatakrishnan, V.; Fahey, F. H. et al. (2008): Pediatric radiation exposure and effective dose reduction during voiding cystourethrography. *Radiology*, Jg. 249, Nr. 3, S. 1002–1009. Online verfügbar unter doi:10.1148/radiol.2492062066

51. Wesenberg, R. L.; Amundson, G. M. (1984): Fluoroscopy in children: low-exposure technology. *Radiology*, Jg. 153, Nr. 1, S. 243–247.

Danksagung

Herzlichen Dank an Alle, die mich in den Jahren seit Beginn meiner Arbeit begleitet und auch motiviert haben, insbesondere:

Allen MitarbeiterInnen der Röntgenabteilung im Dr. von Haunerschen Kinderspital für die tatkräftige Unterstützung während der Messungen.

Frau Dr. med. Birgit Kammer und Herrn Prof. Dr. med. Karl Schneider für die kompetente und freundliche Betreuung, sowie besonders für ihre unendliche Geduld.

Meinen Eltern, ohne deren Unterstützung es gar nicht soweit gekommen wäre.

Anhang

1 Dokumentationsbogen

MCU Fragebogen:						Fallnummer: _____			
Name: _____ Geburtsdatum: _____ Untersuchungsdatum: _____						Beginn Uhrzeit: _____ : _____ h			
Geschlecht: <input type="checkbox"/> männlich <input type="checkbox"/> weiblich <input type="checkbox"/> intersex Station: _____ Oder <input type="checkbox"/> ambulant						Patienteninformation			
Gewicht: _____ kg Größe: _____ cm									
Durchmesser: Becken: lateral: _____ cm ap: _____ cm Abdomen: lateral: _____ cm ap: _____ cm									
frühere Untersuchung? <input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein ↳ wenn ja, welche Art (MCU, Radionuklid?) _____									
Trinkmenge: ca. _____ ml ↳ innerhalb der letzten 4 Stunden									
Fragestellung? _____ Diagnose? _____						Vorher			
<input type="checkbox"/> Prof. Schneider <input type="checkbox"/> Fr. Dr. Kammer <input type="checkbox"/> Fr. Dr. Krüger <input checked="" type="checkbox"/> Dr. ^{4r} Naef ^{Wallner}									
Katheter: <input type="checkbox"/> transurethral <input type="checkbox"/> suprapubisch									
Pulsfrequenz: <input type="checkbox"/> 3 /s <input type="checkbox"/> 7,5 /s <input type="checkbox"/> 15/s						Untersuchung			
Phasen (1-4)		Diasoft Zeitpunkt sec	DL-Zeit PTW min:sec	Bild- verstärker 0-1-2-3	DIGI Anzahl			LIH Anzahl	Fluoro stop
1	Katheter- kontrolle								<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
2	Füllungs- phase								<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
3	Miktions- phase								<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
4	Post- Miktion								<input type="checkbox"/> ja <input type="checkbox"/> nein
Total			Siemens:						
Kontrastmittel: <input type="checkbox"/> Peritrast <input type="checkbox"/> Sonstiges: _____ Menge: _____ ml								Nachher	
Anzahl der Füllungsphasen: _____									
Befund: Niere: <input type="checkbox"/> o.B. <input type="checkbox"/> : _____ Ureter: <input type="checkbox"/> o.B. <input type="checkbox"/> : _____ subvesic.: <input type="checkbox"/> o.B. <input type="checkbox"/> : _____									
Schwierigkeitsgrad: <input type="checkbox"/> (1) leicht <input type="checkbox"/> (2) normal <input type="checkbox"/> (3) schwer Sonstige Besonderheiten oder Kommentare bitte auf die Rückseite!									
						Ende Uhrzeit: _____ : _____ h			

Abbildung 34: Dokumentationsbogen

2 Datentabelle

Patienten-ID	Geschlecht	Alter in Monaten	Gewicht in kg	Höhe in cm	Durchmesser Abdomen-AP in cm	Durchmesser Abdomen-lateral in cm	Durchmesser Becken-AP in cm	Durchmesser Becken-lateral in cm	Befund (Normal/Pathologisch)	Voruntersuchung?	Katheter (Transurethral/Suprapubisch)	Pulsrate pro Sekunde	Einfalldosis in mGy	Dosisflächenprodukt gesamt in cGycm ²	Dosisflächenprodukt Aufnahme in cGycm ²	Strahlzeit in Sekunden - externe Messung	Strahlzeit in Sekunden - interne Messung
1	M	17	10	77	11	14	19	14	N	Ja	TU	3	0,128	1	0,8	7	17
2	F	10	9,7	74	13	15	13	15	N	Nein	TU	3	0,07	0,4	0,2	5	14
3	M	93	23	125	15	20	11	18	N	Nein	SP	7,5	0,483	4,2	1,4	27	28
4	F	31	14,5	97	11	15	10	16	P	Nein	TU	3	0,128	1,3	1	20	25
5	M	7	8,1	71	12	15	9	13	N	Ja	TU	3	0,101	0,7	0,5	4	10
6	F	121	26	136	14	21	15	23	P	Nein	TU	3	0,435	4,7	2,2	18	
7	M	17	12	74	15	16	13	15	N	Nein	TU	3	0,101	0,5	0,4	3	10
8	F	69	22	122	13	19	13	20	P	Nein	TU	3	0,626	3,5	2,7	13	19
9	F	6	5	70	13	13	13	12	N	Ja	TU	3	0,112	0,9	0,6	7	23
10	F	146	50,5	153	19	27	18	30	N	Nein	TU	7,5	1,751	20,4	11,6	18	19
11	M	11	9,2	80	13	15	9	13	P	Nein	TU	7,5	0,441	5,2	2,6	45	52
12	F	22	13	90	13	16	9	17	N	Ja	TU	7,5	0,19	1,1	0,5	14	12
13	F	40	24	112	17	19	15	22	P	Nein	TU	7,5	1,113	11,2	5,1	48	
14	F	33	14,5	98	13	17	10	18	N	Nein	TU	3	0,157	0,7	0,4	9	13
15	M	10	10,3	74	16	15	9	15	N	Nein	TU	15	0,248	2,5	0,4	29	30
16	F	65	22	120	13	18	11	19	N	Ja	TU	7,5	0,279	2,1	0,7	22	18
17	M	6	7,7	73	10	15	8	13	P	Ja	TU	7,5	0,277	2,2	0,9	29	36
18	F	37	14,5	102	12,5	16	10	10,5	P	Nein	TU	3	0,75	5,1	3	29	30
19	M	1	6,5	58	10	11	8,5	11	N	Nein	TU	3	0,122	0,8	0,7	5	16
20	M	7	7,3	69	16	16	10	12	N	Ja	TU	3	0,221	1,7	1,2	12	
24	F	23	14	87	11	15	11	17	P	Nein	TU	7,5	0,501	3,9	1,6	49	65
25	M	161	42,5	161	16	25	17	27	N	Ja	TU	7,5	0,611	9,5	2,8	33	35
26	M	1	7	60	12	14	11	14	P	Nein	TU	7,5	0,61	6,1	2,1	101	121
27	M	4	8,6	70	12	16	11	13	N	Nein	TU	7,5	0,325	2,4	1,2	23	30
28	M	19	10,8	80	12	16	11	15	P	Ja	TU	7,5	0,614	7,1	3,1	50	64
29	F	13	8,5	74	11	16	8	14	N	Nein	TU	7,5	0,42	2,6	0,5	24	26
30	F	1	3,9	51	11	10	9	7	N	Nein	TU	15	0,289	2,1	0,5	36	
31	F	14	9,5	74	14	15	10	14	N	Ja	TU	15	0,359	3,2	0,7	28	31
32	M	76	25	120	17	21	15	20	P	Ja	TU	7,5	0,64	10,8	5	37	41
33	F	10	9	69	14	14	12	10	P	Nein	TU	7,5	0,193	1,9	0,4	31	39
34	F	39	11	90	10	14	11	15	N	Nein	TU	7,5	0,141	1	0,1	29	30
35	F	23	11	80	11	13	10	15	N	Nein	TU	7,5	0,134	1,1	0,4	20	
36	M	39	14	94	12	14	11	16	N	Nein	TU	7,5	0,179	1,3	0,4	15	18
37	F	9	7,5	75	11	14	8,5	13	N	Nein	TU	3	0,133	0,6	0,4	11	40
38	F	49	17	102	13,5	18,5	11,5	18,5	N	Nein	TU	7,5	0,935	6,8	0	75	84
39	F	27	13	91	13	15	11	16	N	Nein	TU	3	0,12	0,7	0,3	13	28
40	F	11	10	74	11	14	13	13	N	Nein	TU	15	0,574	3,5	0,7	41	42
41	F	54	21	114	14	19	12	22	N	Nein	TU	3	0,254	2,6	0,9	14	38
42	M	3	6,5	66	10	12,5	10	11	N	Nein	TU	7,5	0,408	2,8	1,1	37	46

43	M	54	16	100	12	17	11	17	P	Nein	TU	3	0,174	2	1,4	9	29
44	F	20	11	80	11	13	10	14	N	Nein	TU	15	0,711	4,9	1,7	28	30
45	F	3	6	56	11	13	8	11	N	Nein	TU	3	0,139	0,5	0,2	11	37
46	M	19	12	85	12	16	10	15	P	Ja	SP	3	0,159	1	0,4	10	32
47	M	4	7	64	12	14	9	13	N	Nein	TU	3	0,187	1,3	0,9	8	25
48	M	99	30	139	14	21	14	23	P	Nein	TU	3	0,366	5,7	2,5	18	58
49	F	18	10	80	11	16	12,5	15	P	Nein	TU	3	0,25	2	1	12	45
50	F	25	10,7	88	11	14	10	15	P	Nein	TU	3	0,567	2,8	1,7	23	63
54	F	61	18	105	13	18	11	18	P	Nein	TU	3	0,405	2,2	0,8	13	37
55	F	77	17,5	120	14	19	11	19	P	Ja	TU	7,5	0,349	2,7	1,6	19	23
56	M	20	12	84	15	15	11	15	P	Nein	TU	7,5	0,272	2,8	1,5	23	43
57	F	10	8,2	75	11	15	9	14	P	Nein	TU	7,5	0,165	0,9	0,5	12	61
58	F	10	8	80	11	14	8	13	N	Ja	TU	7,5	0,118	0,6	0,2	14	80
59	F	64	20	116	13	16	18,5	11	N	Nein	TU	7,5	0,47	2,9	0,8	30	31
60	F	40	15		16	16	13	16	P	Ja	SP	7,5	0,556	6,6	0,5	70	87
61	M	1	3,6	51	9	10	6	9	N	Nein	TU	15	0,429	1,7	0,3	41	45
62	F	21	10,5	86	15	16	9	15	N	Nein	TU	15	0,794	5,4	1,3	39	40
63	M	96	29	139	13	20	14	22,5	N	Ja	TU	3	0,565	5,9	3,2	12	42
64	M	66	18	120	13	18	11	18	P	Nein	TU	3	3,282	43	8,1	171	186
65	F	5	9,5	74	12	15	10	14	N	Nein	TU	7,5	0,068	0,5	0,3	6	5
66	F	45	14,9	103	14	16	12	17	N	Nein	TU	7,5	0,371	1,8	0,5	27	
67	M	3	6,5	60	9	8	10	10	N	Nein	TU	15	0,387	2,2	0,5	31	
68	F	1	3	52	10	10	7	8	N	Nein	TU	7,5	0,08	0,3	0,1	12	19
69	M	61	18	115	14	19	11	18	P	Nein	TU	3	0,195	1,6	0,3	20	
70	F	23	11	85	8	15	13	15	N	Nein	TU	7,5	0,12	0,9	0,4	13	17
71	M	1	3,2	57	10	12	12	10	P	Nein	TU	15	0,407	3,4	0,7	55	61
73	M	3	6	64	10	14	9	12	N	Nein	TU	3	0,091	0,5	0,3	3	10
74	F	6	7	67	8	13	10	13	N	Nein	TU	7,5	0,255	1,3	0	37	48
75	M	4	6	63	11	13	8	12	N	Nein	TU	7,5	0,258	1,5	0,3	32	88
76	F	10	8	74	9	13	13	15	N	Nein	TU	3	0,113	0,6	0,4	3	16
77	F	14	9,8	80	12	16	10	14	N	Nein	TU	15	1,031	6,9	2,2	35	38
78	IS	137	37	152	16	21	15	23	N	Ja	TU	3	0,374	3,6	2,6	9	18
79	F	59	18	110	12	17	10	18	P	Nein	TU	3	0,26	2	1,1	12	34
80	M	193	53	162	20	27	16	26	N	Ja	SP	3	0,209	4,4	0,7	9	38
81	F	65	20	110	14	17	10	20	N	Nein	TU	7,5	0,383	4,4	2,2	24	
82	F	14	10	80	14	15	11	14	N	Nein	TU	7,5	0,524	3,7	0,5	48	95
83	F	38	16,5	90	14	17	10	16	N	Nein	TU	15	1,073	7,1	1,7	28	
84	F	32	12	87	13	17	10	14	N	Nein	TU	3	0,073	0,5	0,3	4	12
85	M	13	10	75	13	15	8	14	P	Ja	TU	7,5	0,516	3,4	2,5	10	45
86	F	125	30	134	15	23	14	24	P	Nein	TU	3	0,087	1,8	0,3	3	5
87	M	153	52	153	18	27	18	28	P	Nein	TU	3	0,619	11,1	2,6	20	
88	F	11	11	79	13	16	10	15	N	Nein	TU	15	0,565	4	0,6	34	
89	M	70	23	112	14	20	13	21	P	Nein	TU	3	0,094	1,3	0,7	10	
90	M	41	17	96	14	18	12	18	N	Nein	TU	15	1,627	11,4	4,2	40	41
91	M	13	10	78	16	14	9	14	P	Ja	TU	3	0,238	2,1	0,7	11	58
92	M	13	11	78	12	15	9	15	N	Nein	TU	3	0,243	1,9	0,9	9	47
93	M	3	6	58	12	12	8	10	N	Nein	TU	7,5	0,252	1,8	0,2	37	50
94	M	129	20		15	20	13	19	P	Ja	TU	3	0,399	5,6	3,2	12	59
95	F	55	15,5	107	10	16	10	15	P	Nein	TU	3	0,779	6,9	4,6	13	44
96	M	4	7,7	66	10	14	8	13	P	Nein	TU	3	0,861	6,2	4,4	19	86
97	M	1	4	54	10	12	6	10	P	Nein	TU	15	0,362	2	0,4	32	
98	F	38	14	98	11	17	11	17	N	Nein	TU	7,5	1,091	7,7	2	49	55
99	F	5	7	69	10	14	8	14	N	Nein	TU	3	0,17	1,5	0,7	11	48
100	M	4	8	69	10	12	9	11	N	Ja	TU	15	0,82	5	0,4	50	53
101	M	3	6,3	62	11	12	10	11	N	Ja	TU	3	0,113	0,7	0,3	8	38
102	M	3	4,5	52	11	13	8	11	P	Nein	TU	3	0,251	2,4	1,6	10	42
103	M	103	40	140	17	24	15	17	N	Ja	TU	3	2,251	31,6	19,1	12	290
104	F	7	6	64	10	12	8	12	P	Nein	TU	15	0,601	4,3	0,8	56	59

105	F	2	5,4	57	11	11	8	11,5	N	Nein	TU	3	0,141	0,9	0,2	9	46
107	M	34	12	94	12	15	8,5	15	N	Nein	TU	7,5	0,512	3,7	1	51	64
108	M	132	33	141	15	23	14	24	P	Ja	SP	3	1,274	12	1,1	20	87
109	M	8	8,2	72	13	14	9	13	N	Nein	TU	15	1,13	6,5	0,6	79	82
110	F	46	15,5	100	10	16	11	17	N	Nein	TU	7,5	0,975	7,9	1,4	51	61
111	M	1	4,5	55	10	13	8	12	N	Nein	TU	15	0,532	2,7	0,4	54	
112	F	72	19	116	13	17	10	19	P	Ja	TU	3	0,437	5,2	3,3	13	40
113	M	14	10	78	13	14	10	15	N	Nein	TU	3	0,174	1,4	0,6	7	37
114	M	6	8,5	65	11	15	9	15	P	Nein	TU	7,5	1,615	8,5	3,3	99	116
115	F	30	11	89	10	14	9	15	P	Nein	TU	7,5	0,712	5,9	1,5	49	59
116	M	82	23	120	14	21	12	21	N	Nein	TU	3	0,162	1,9	1,1	5	21
117	F	29	11	85	13	16	11	15	N	Nein	TU	7,5	0,506	3,4	1	33	38
118	F	42	14,3	98	14	12	10	17	N	Nein	TU	3	0,352	3	1,2	10	
119	M	52			18	13	16	19	P	Ja	SP	7,5	1,005	13,5	3,8	56	66
120	F	23	10		16,5	16	17	17	P	Ja	SP	7,5	5,029	34,2	6,4	115	127
122	M	1	4	58	11	11	8	10	P	Nein	TU	15	0,905	6,2	1,7	70	76
123	F	3	4,9	59	11	12	9,5	11	P	Nein	TU	7,5	0,632	3	0,3	62	74

Tabelle 18: Zusammenfassung der wichtigsten Patienten- und Dosisdaten.

Patienten-ID: Individuelle Patientennummer

Geschlecht: M=männlich, F=weiblich, IS=Intersexuelles Genitale

Befund: N=Normalbefund, P=pathologischer Befund

Katheter: TU=transurethral, SP=suprapubisch

3 Dosisleistungstufen der gepulsten Durchleuchtung

Fluoro 1							
Bild- verstärker- Format	System- Dosisleistung Kontinuierliche Durchleuchtung	Mittlere Dosisleistung 15 P/s	Dosis pro Puls 15 P/s	Mittlere Dosisleistung 7,5 P/s	Dosis pro Puls 7,5 P/s	Mittlere Dosisleistung 3 P/s	Dosis pro Puls 3 P/s
40 cm	87 nGy/s	44 nGy/s	2,9 nGy	22 nGy/s	2,9 nGy	9 nGy/s	2,9 nGy
27 cm	174 nGy/s	87 nGy/s	5,8 nGy	44 nGy/s	5,8 nGy	17 nGy/s	5,8 nGy
25 cm	200 nGy/s	100 nGy/s	6,7 nGy	50 nGy/s	6,7 nGy	20 nGy/s	6,7 nGy

Tabelle 19: Systemdosiswerte der Dosisleistungsstufe Fluoro 1

Fluoro 2							
Bild- verstärker- Format	System- Dosisleistung Kontinuierliche Durchleuchtung	Mittlere Dosisleistung 15 P/s	Dosis pro Puls 15 P/s	Mittlere Dosisleistung 7,5 P/s	Dosis pro Puls 7,5 P/s	Mittlere Dosisleistung 3 P/s	Dosis pro Puls 3 P/s
40 cm	87 nGy/s	59 nGy/s	3,9 nGy	44 nGy/s	5,3 nGy	23 nGy/s	7,5 nGy
27 cm	174 nGy/s	117 nGy/s	7,8 nGy	79 nGy/s	10,5 nGy	45 nGy/s	15,0 nGy
25 cm	200 nGy/s	135 nGy/s	9,0 nGy	100 nGy/s	12,1 nGy	52 nGy/s	17,3 nGy

Tabelle 20: Systemdosiswerte der Dosisleistungsstufe Fluoro 2

Fluoro 3							
Bild- verstärker- Format	System- Dosisleistung Kontinuierliche Durchleuchtung	Mittlere Dosisleistung 15 P/s	Dosis pro Puls 15 P/s	Mittlere Dosisleistung 7,5 P/s	Dosis pro Puls 7,5 P/s	Mittlere Dosisleistung 3 P/s	Dosis pro Puls 3 P/s
40 cm	87 nGy/s	43,5 nGy/s	2,9 nGy	43,5 nGy/s	5,8 nGy	43,5 nGy/s	15,4 nGy
27 cm	174 nGy/s	87 nGy/s	5,8 nGy	87 nGy/s	11,6 nGy	87 nGy/s	29,0 nGy
25 cm	200 nGy/s	100 nGy/s	6,7 nGy	100 nGy/s	13,4 nGy	100 nGy/s	33,3 nGy

Tabelle 21: Systemdosiswerte der Dosisleistungsstufe Fluoro 3

4 Eidesstattliche Versicherung

Rettinger, Tobias

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

„Dosisreduktion durch den Einsatz der gepulsten Durchleuchtung bei der
Miktionszysturethrographie im Kindesalter“

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient
und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen
sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der
Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder
in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen
Grades eingereicht wurde.

Kemmern, den 17.Dezember 2013

Tobias Rettinger